Aus der Strahlentherapeutischen Abteilung
des Klinikums Steglitz
der Freien Universität Berlin
Leiter: Professor Dr. med. H. Ernst

Experimentelle Studien zur Veränderung des Dosisverlaufs bei Kobalt-60-Strahlung durch einen Ausgleichfilter

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

Vorgelegt von
Dipl.-Biol. Dr. rer.nat. Johannes Pfersdorff
aus Zweibrücken

1985

UNIV.
LEIDEN
NED.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549619_0011

Aus der Strahlentherapeutischen Abteilung
des Klinikums Steglitz
der Freien Universität Berlin

Leiter: Professor Dr. med. H. Ernst

Experimentelle Studien zur Veränderung des Dosisverlaufs bei Kobalt-60-Strahlung durch einen Ausgleichfilter

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

Vorgelegt von
Dipl.-Biol. Dr. rer.nat. Johannes Pfersdorff
aus Zweibrücken

Referent: Prof. Dr. H. Ernst

Korreferent: Prof. Dr. R. Felix

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 11. 1. 1985

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1.	Einleitung	6
2.	Material und Methoden	9
2.1	Bestrahlungsgerät	9
2.2	Ausgleichfilter	9
2.2.1	Berechnung der Dosisreduktion durch den Ausgleichfilter	10
2.3	Dosimeter	12
2.4	Ionisationskammer	12
2.5	Wassertank	12
2.6	Thermolumineszenzdosimeter	12
2.7	Meßgerät für die Thermolumineszenz-dosimeter	13
2.8	Phantom	13
2.9	Versuchsaufbau	14
2.10	Definitionen	16
2.10.1	Dosisprofil	16
2.10.2	Therapeutische Feldgröße	16
2.10.3	Geometrische Feldgröße	16
2.10.4	Halbschattenbereich	16
2.10.5	Störstrahlenbereich	17
2.10.6	Isodosen	17
2.10.7	Querverteilung	17
2.10.8	Tiefendosisverteilung	18
2.10.9	Prozentuale Tiefendosis	18
3.	Ergebnisse	19
3.1	Dosisprofile mit und ohne Ausgleich-filter in den Wassertiefen 2, 5, 10 und 15 cm bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm	19

Seite

3.2 Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter in den Wassertiefen 2, 5, 10 und 15 cm bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm 25

3.3 Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter in den Wassertiefen 2, 5, 10 und 15 cm bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm 30

3.4 Isodosenverteilung in Wasser bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm mit und ohne Ausgleichfilter 35

3.5 Isodosenverteilung in Wasser bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm mit und ohne Ausgleichfilter 36

3.6 Isodosenverteilung im Wasser bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm mit und ohne Ausgleichfilter 37

3.7 Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Wassertiefe von 10 cm und einer Feldgröße von 6 x 6 cm 40

3.8 Dosisquerverteilungen mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Wassertiefe von 10 cm und einer Feldgröße von 10 x 10 cm 41

3.9 Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Wassertiefe von 10 cm und einer Feldgröße von 16 x 16 cm 42

3.10 Tiefendosisverteilung mit Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm 44

3.11 Tiefendosisverteilung mit Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm 46

3.12 Tiefendosisverteilung mit Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm 48

3.13 Isodosenverteilung im Phantom ohne Ausgleichfilter bei 3-Felderbestrahlung 51

3.14 Gemessene Isodosenverteilung im Phantom mit Ausgleichfilter bei 3-Felderbestrahlung 53

Seite

3.15 Die Isodosenverteilung im Phantom ohne Ausgleichfilter bei Pendelbestrahlung 55

3.16 Isodosenverteilung im Phantom mit Ausgleichfilter bei Pendelbestrahlung 57

4. Diskussion 60

4.1 Vergleich der Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter 60

4.2 Vergleich der Isodosen mit und ohne Ausgleichfilter 62

4.3 Vergleich der Dosisquerverteilungen mit und ohne Ausgleichfilter 63

4.4 Vergleich der Tiefendosiskurven mit und ohne Ausgleichfilter im Zentralstrahl 64

4.5 Vergleich der Isodosenverteilung im Phantom mit und ohne Ausgleichfilter bei 3-Felderbestrahlung 64

4.6 Vergleich der Isodosenverteilung im Phantom mit und ohne Ausgleichfilter bei Pendelbestrahlung 65

5. Zusammenfassung 67

Literaturverzeichnis 69

1. Einleitung

Die Hauptaufgabe der Strahlentherapie ist die Bekämpfung bösartiger Tumoren mit Hilfe ionisierender Strahlen.

Hierzu hat man folgende Möglichkeiten, eine möglichst gute Anpassung der Dosisverteilung an einen Krankheitsherd zu erreichen:

1. Auswahl der Strahlenart,
2. Wahl der Energie der Strahlung,
3. Auswahl von Stehfeld-, Mehrfelder- oder Bewegungsbestrahlung,
4. Änderung der Bestrahlungsparameter
   a) Fokus - Haut - Abstand
   b) Feldgröße
   c) Filter und Siebe.

Der Dosisverlauf innerhalb eines Körpers wird durch Inhomogenitäten beeinflußt. Hierbei soll im Idealfall eine gleichmäßig hohe Dosis im Tumor bzw. Feld erreicht werden und ein möglichst steiler Dosisabfall an der Grenze des Tumors zum gesunden Gewebe. Diese Dosisverteilung ist von der Seite der Strahlung durch Primär- und Sekundärstrahlung bedingt sowie von der Ausdehnung der Strahlenquelle und der Begrenzung des Strahlenganges durch die Blende.

Eine Möglichkeit, die Inhomogenitäten von der technischen Seite anzugehen, besteht in der Benutzung eines Ausgleichfilters (ICRU Report 24).

In der Strahlentherapie bedeutet Filterung Härtung der Strahlung oder Änderung der räumlichen Verteilung der Dosisleistung durch Einschaltung von Materialschichten in den Strahlengang (DIN 6814, Teil 2). Man unterscheidet dementsprechend zwischen Härtungs- und Schwächungsfiltern. Spezielle Schwächungsfilter sind Ausgleichfilter (Hendee, Garciga 1967), Keilfilter (Sonntag 1969), Stufenfilter (Debois 1967) sowie Streufilter für Elektronen (Bjärngard, Piontek, Svensson 1976)). Ausgleichfilter sind hierbei Filter, die bei Photonen vorwiegend durch Absorption die

Schwankungsbreite der Dosisverteilung im Referenzfeld mindern.

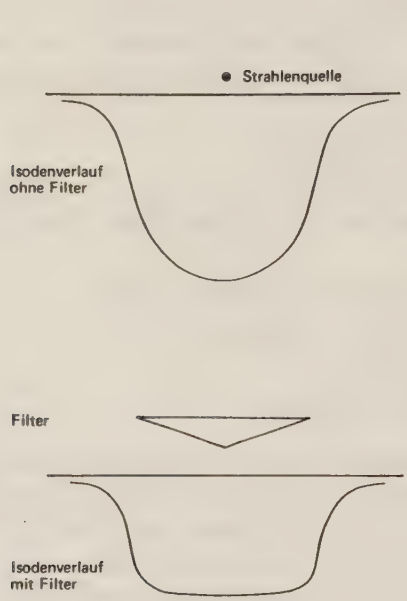


Abb. 1: Schematische Darstellung des Isodosenverlaufs ohne (obere Kurve) und mit Ausgleichfilter (untere Kurve) (nach Meredith, Massay 1972)

Die Benutzung von Filtern hat bei konventioneller Röntgenstrahlung die Aufhärtung der Strahlung zur Folge. Bei Kobalt-60 mit einer Gammastrahlung von 1,17 MeV und 1,33 MeV und einer Halbwertzeit von 5,3 Jahren tritt keine Aufhärtung der Strahlung ein. Hier hat ein Filter die Aufgabe, wie bereits erwähnt, den Dosisverlauf innerhalb eines Körpers zu verändern, um zu einer homogeneren räumlichen Verteilung zu führen ((Beam flattening)Brown, Bjärngard 1978; DIN 6814, Teil 8).

Eine optimale Dosishomogenität ist jedoch nur für eine Tiefe innerhalb eines Körpers zu erreichen. Eine bessere Dosishomogenität als ohne Filter über einen definierbaren Tiefenbereich innerhalb eines Körpers ist ebenfalls durch einen Ausgleichfilter zu erzielen. Die Dosis an einem Punkt auf einer Isodose setzt sich aus einem Primärstrahlen- und einem Streustrahlenanteil zusammen (Birkner, Pohle, Pappe 1965; Fehrentz, Kuttig 1971). Die Zusammensetzung der Dosis in Primär- und Streustrahlenanteil läßt sich durch einen Filter aus geeignetem Material für Kobalt-60-Strahlung nicht verändern, jedoch läßt sich durch Reduzierung der Dosis in einem gewünschten Punkt auf der Isodose diese in einer gewünschten Art und Weise in einer bestimmten Ebene verändern (Keiner, Ritter, Schumann 1979).

2. Material und Methoden

2.1 Bestrahlungsgerät

Bestrahlt wurde mit einem Kobalt "C9 Cobalt Teletherapy Unit" der Firma Picker Corporation, Cleveland, Ohio.

2.2 Ausgleichfilter

Der Ausgleichfilter wurde in Kreiskegelform (siehe Abb. 2) aus Aluminium (Dichte g = 2,7 g/cm³) (Ellis, Hall, Oliver 1959; Lindkoug, Notter 1980) und den empirisch ermittelten Daten mit einem Durchmesser von 13,5 cm an der Basis und einer Höhe von 3 cm in den Werkstätten des Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin hergestellt. Der Ausgleichfilter wurde für eine maximale Feldgröße von 20 x 20 cm dimensioniert und für eine Dosishomogenität in mehr als 10 cm Tiefe gefertigt.

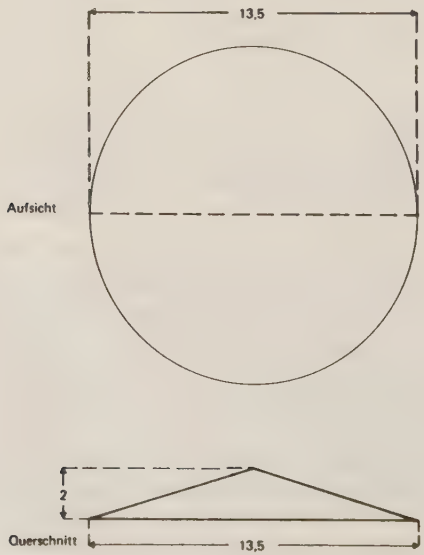


Abb. 2: Schematische Darstellung des Ausgleichfilters (Angaben in cm)

2.2.1 Berechnung der Dosisreduktion durch den Ausgleichfilter

Bringt man einen Absorber größerer Dichte zwischen die Strahlenquelle und das bestrahlte Objekt, so wird die Dosis abgeschwächt im Vergleich zum Strahlengang ohne den eingebrachten Gegenstand, wobei die Dosisreduktion von dem eingebrachten Material und dessen Dicke abhängt. Hier ist der Gegenstand der Ausgleichfilter aus Aluminium.

Idealisiert man die therapeutisch nutzbaren Gamma-Linien von Kobalt-60-Strahlung von 1,17 MeV und 1,33 MeV als monoenergetische Strahlung von 1,25 MeV, d.h. man bildet das arithmetische Mittel der beiden Gamma-Linien, so kann man exponentielle Schwächungsgesetze anwenden:

$$D_{mF} = D_{oF} \times \exp.\ (-\mu d)$$

Hierbei ist

D_{mF} = Dosis bei Abschwächung durch den Filter in %

D_{oF} = Dosis ungeschwächt durch den Filter in %

μ = Schwächungskoeffizient für das Material, aus dem der Filter besteht (Aluminium) in 1/cm

d = Länge des Strahlenganges durch den Filter (kurz Schichtdecke) in cm

Setzt man die entsprechenden Daten für den Ausgleichfilter in die Formel ein, so gilt für den Zentralstrahl durch die Mitte des Filters:

Die Dosis für den ungeschwächten Zentralstrahl wird als 100 % festgesetzt.

μ wird berechnet aus dem Massen-Schwächungskoeffizienten μ/g

in cm^2/g (Attix, Roesch 1968)

Massenschwächungskoeffizienz für Aluminium bei 1,0 MeV : 0,0613 (cm^2/g)

Massenschwächungskoeffizient für Aluminium bei 1,5 MeV : 0,055 (cm^2/g)

Massenschwächungskoeffizient für Aluminium bei 1,25 Mev : (0,0613 + 0,05)/2 0,056 (cm^2/g)

Multipliziert man den Massenschwächungskoeffizienten für Aluminium mit der Dichte von Aluminium (2,7 g/cm^2), so erhält man den Schwächungskoeffizienten:

$$\mu = \mu/\varrho_{Al} \ (cm^2/g) \times \varrho_{Al} \ (g/cm^3)$$
$$= 0{,}00557 \ (cm^2/g) \times 2{,}7 \ (g/cm^3)$$
$$= 0{,}15 \ cm^{-1}$$

Die Länge des Strahlenganges durch die Mitte des Ausgleichfilters ist 2 cm.

Somit ist

$$C_{mF} = 100 \times \exp. (- 0{,}15 \times 2)$$
$$= 100 \times 0{,}75$$
$$= 75 \ (\%)$$

Die Dosistransmission beträgt somit 75 % der ungeschwächten Dosis, wenn ein Strahlengang durch den Mittelpunkt des Filters angenommen wird (s.a. 3.9).

2.3 Dosimeter

Die Ionendosis wurde mit einem "CAPINTEC-Strahlendosimeter" der Firma Wellhöfer Kernphysik gemessen.

2.4 Ionisationskammer

Aufgenommen wurde die Strahlendosis mit einer CAPINTEC-Ionisationskammer der Firma Wellhöfer Kernphysik mit den folgenden Daten:

Volumen:	0,14 ml
Wanddicke:	1,2 mm
Durchmesser:	6,3 mm
Wandmaterial:	Luft äquivalentes Plastik.

2.5 Wassertank

Gemessen wurden die Dosisprofile, Isodosenverteilungen, Dosisquerverteilungen und Tiefendosiskurven in einem Wasserphantom der Firma Wellhöfer Kernphysik.

2.6 Thermolumineszenzdosimeter

Der Isodosenverlauf im Phantom wurde mit Thermolumineszenzdosimeter (TLD) aus Lithiumfluorid der Firma Harshaw Chemical Company, Solon, Ohio gemessen (DIN 6500 Teil 5, Tsuda, Ohizumi, Mori 1980). Daten der einzelnen Thermolumineszenzdosimeter:

Größe:	1 x 1 x 6 mm
Gewicht:	ca. 16 mg
Genauigkeit:	± 2 %
Material:	100 % Lithiumfluorid

Für die Messungen im Phantom wurden jeweils 430 einzelne Thermolumineszenzdosimeter ausgewertet.

2.7 Meßgerät für die Thermolumineszenzdosimeter

Gemessen wurde die aufgenommene Strahlung der Thermolumineszenzdosimeter mit einem TLD-Reader "Toledo, Modell 654" der Firma Pitman Weybridge, Surrey, England.

2.8 Phantom

Die Thermolumineszenzdosimeter wurden in einem Phantom aus Mix D (Jones u. Raine 1949) bestrahlt.

Zusammensetzung des Mix D:

Paraffin:	60,8 %
Polyäthylen:	30,4 %
Magnesiumoxid:	6,4 %
Titandioxid:	2,4 %

Das Phantom hat die Form eines elliptischen Zylinders mit einem Höhendurchmesser von 24 cm und einem Querdurchmesser von 34 cm.

2.9 Versuchsaufbau

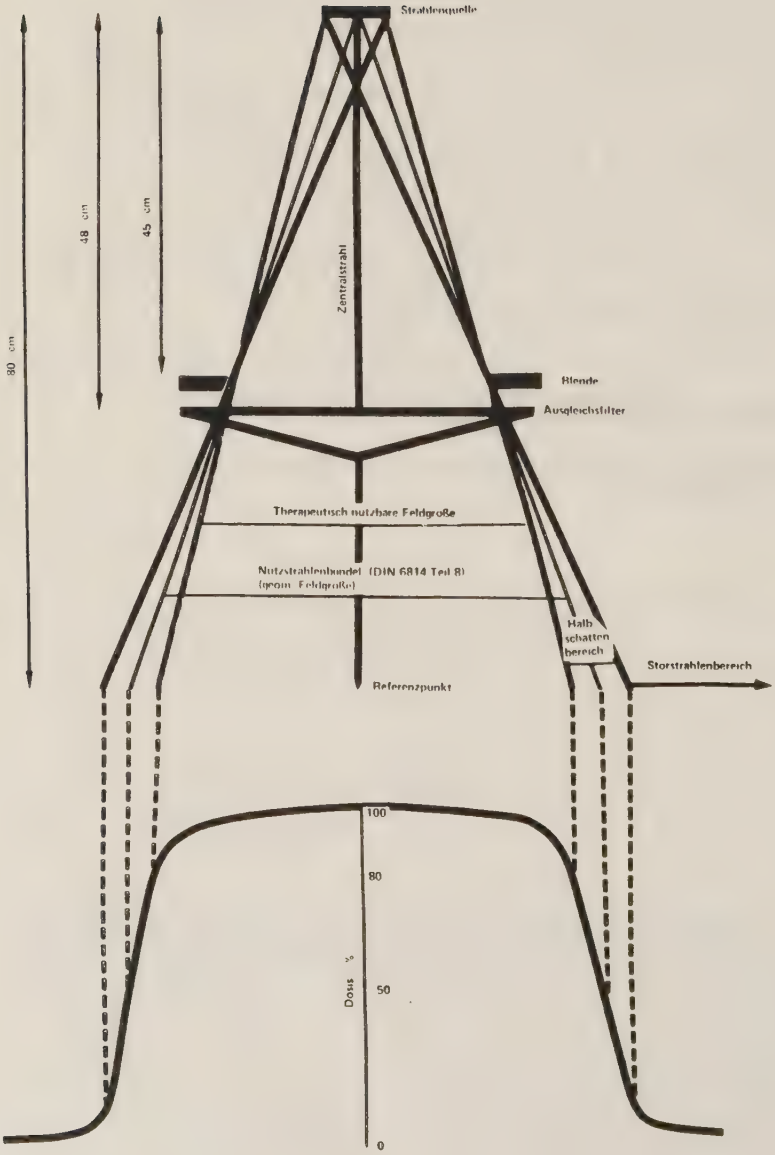
Bei allen Messungen war der Fokus-Referenz-Punkt-Abstand (FRA), kurz Referenzabstand genannt, 80 cm. Alle angegebenen Feldgrößen geben die Fläche der Referenzfeldgröße in diesem Abstand (80 cm) vom Fokus an. Bei den Messungen mit dem Wasserstand betrug der Fokus-Wasseroberflächen-Abstand 70 cm. Die Messungen mit dem Phantom wurden in einem Fokus-Phantom-Mittelpunkt-Abstand von 80 cm ausgeführt. Der Abstand zur Phantomoberfläche betrug 68 cm.

Der Ausgleichfilter war immer in einem Abstand von 48 cm vom Fokus angebracht (siehe Abb. 3).

Legende zu Abb. 3 (s. S. 15):

Abbildung 3 zeigt die schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.

). 3:


Strahlenquelle
80 cm
48 cm
45 cm
Zentralstrahl
Blende
Ausgleichsfilter
Therapeutisch nutzbare Feldgröße
Nutzstrahlenbündel (DIN 6814 Teil 8)
(geom. Feldgröße)
Halb
schatten
bereich
Störstrahlenbereich
Referenzpunkt
100
80
50
0
Dosis %

2.10 Definitionen

2.10.1 Dosisprofil

Das Dosisprofil ist eine Dosisverteilung längs einer Geraden in einer anzugebenden Ebene (DIN 6214 Teil 8).

2.10.2 Therapeutische Feldgröße

Die therapeutische Feldgröße ist diejenige Fläche innerhalb eines Referenzfeldes, in der die Dosis um nicht mehr als einen anzugebenden Prozentsatz p (p hier 20 %) unter der maximalen Dosis in diesem Referenzfeld liegt (DIN 6814 Teil 8). Hierbei wurde der Prozentsatz von 20 % festgelegt, der auch in der Tumortherapie gebräuchlich ist.

2.10.3 Geometrische Feldgröße

Die geometrische Feldgröße ist die Ebene senkrecht zum Zentralstrahl, die das Nutzstrahlenbündel in einem jeweils anzugebenden Abstand schneidet. Hier beziehen sich die Bestrahlungseinrichtungen auf die 50 % Isodose in der Querverteilung.

2.10.4 Halbschattenbereich

Der Halbschatten ist derjenige Bereich am Rande des Strahlenkegels, der sich durch die räumliche Ausdehnung der Strahlenquelle und der Begrenzung des Strahlenkegels durch die wirksame Blende ergibt (Jones, Cunningham 1969). Er beginnt ab der therapeutischen Feldgröße bis zum Stör-

strahlenbereich und wurde hier zwischen dem 80 %-Punkt und dem 20 %-Punkt auf dem Dosisprofil analog dem ICRU Report 23 festgelegt.

2.10.5 Störstrahlenbereich

Störstrahlung ist die gesamte Strahlung außerhalb des Nutzstrahlenbereichs. Sie enthält einen Teil der Primärstrahlung, der außerhalb des Brennflecks entsteht und durch die Strahlenaustrittsöffnung der Blende gelangt und den Teil der Primärstrahlung, der vom Schutzgehäuse oder den absorbierenden Teilen der Blende noch durchgelassen wird (Durchlaßstrahlung) sowie die aus dem Nutzstrahlenbereich seitlich austretende Sekundär- und Streustrahlung (DIN 6814 Teil 2). Der Störstrahlenbereich beginnt hier definitionsgemäß an der 20 % Isodose auf dem Dosisprofil (ICRU Report 23).

2.10.6 Isodosen

Eine Isodosenkurve (kurz Isodose) ist eine Kurve, die alle Punkte gleicher Dosis oder Dosisleistung im interessierenden Material in einer Ebene enthält. Dabei sind die Isodosenkurven Schnittkurven der im allgemeinen gekrümmten Isodosenflächen mit bestimmten Ebenen, z.B. Haupt- oder Feldebenen (DIN 6814, Teil 8).

2.10.7 Querverteilung

Eine Querverteilung ist die Dosisverteilung in einer Feldebene senkrecht zum Nutzstrahl und wird bei dieser Arbeit als Isodosendiagramm dargestellt (s.a. DIN 6814, Teil 8).

imum bei Co-60-Strahlung) und nicht direkt
Wasseroberfläche ab.

2.10.9 Prozentuale Tiefendosis

Die prozentuale Tiefendosis P (Z) ist ein Prozentwert einer normierten Tiefendosisverteilung

$$P\ (Z) = D\ (Z)/D_o \times 100$$

Darin ist D (Z) die Energiedosis in der Tiefe Z im Körper, D_o der Bezugswert der Tiefendosisverteilung. D_o ist in der Regel der Maximalwert der Energiedosis auf der Achse des Nutzstrahlenbündels innerhalb des Körpers (DIN 6814, Teil 8).

3. Ergebnisse

3.1 Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter in den Wassertiefen 2, 5, 10 und 15 cm bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm

Eine Gegenüberstellung der Dosisprofile mit und ohne Filter in 2 cm Wassertiefe (Abb. 4) zeigt bei dem Dosisprofil mit Filter eine Zunahme der Dosis vom Zentralstrahl zu den Feldgrenzen hin (Weishaar, Vogelsang, Reuß 1967; Diixon, Estrand, Ferree 1979) bis zu einem Dosismaximum von 103 % in 1,8 cm Abstand vom Zentralstrahl, wobei die Dosis im Zentralstrahl 100 % entspricht (siehe 2.10). Nach Erreichen des Dosismaximums fällt die Dosis steil ab, um in einem Abstand von 2,9 cm vom Zentralstrahl in den Störstrahlenanteil überzugehen.

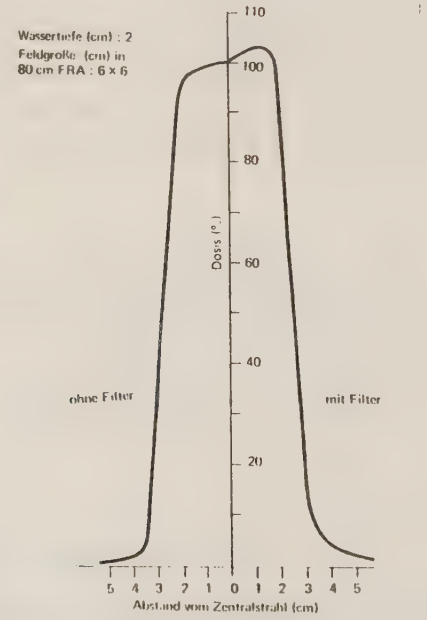


Abb. 4: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Filter gemessen in 2 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm

Das Dosisprofil ohne Filter zeigt das normale Bild: Dosismaximum im Zentralstrahl, geringer Dosisabfall im Nutzstrahlenbündel, danach steiler Dosisabfall bis zu einem Abstand von 3,2 cm vom Zentralstrahl, daran anschließend findet der Übergang in den Störstrahlenanteil statt, wobei die Halbschattenbreite 0,9 cm beträgt.

Das Dosisprofil des Ausgleichfilters in 5 cm (Abb. 5) zeigt eine Zunahme der Dosis bis zu einem Maximum von 102 % in 1,8 cm Entfernung vom Zentralstrahl. Danach folgt ein steiler Dosisabfall bis in 3,1 cm Entfernung vom Zentralstrahl mit dem folgenden Übergang in den Störstrahlenanteil nach einer Halbschattenbreite von 1 cm.

Das Dosisprofil ohne Filter zeigt in 5 cm Wassertiefe den zuerst langsamen Dosisabfall mit dem darauffolgenden steilen Dosisabfall bis zu einer Entfernung von 3,4 cm vom Zentralstrahl als Übergang in den Störstrahlenanteil. Hier beträgt die Halbschattenbreite 1,1 cm.

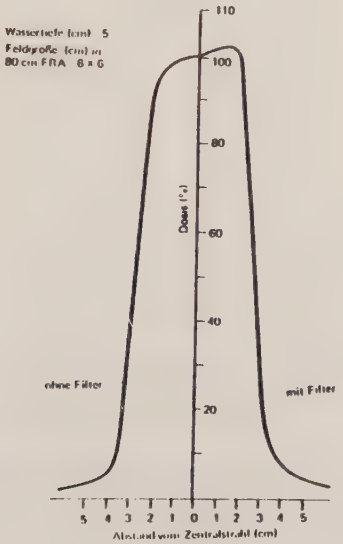


Abb. 5: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Filter gemessen in 5 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm.

In 10 cm Wassertiefe zeigt das Dosisprofil mit Filter (Abb. 6) in einer Entfernung von 1 cm vom Zentralstrahl das Dosismaximum mit der geringen Dosisüberhöhung von 1 % gegenüber der Dosis im Zentralstrahl. Bei einem Abstand von 3,6 cm Zentralstrahl geht das Dosisprofil in den Störstrahlenanteil über. Das Dosisprofil ohne Ausgleichfilter geht in 3,3 cm Abstand vom Zentralstrahl in den Störstrahlenanteil über.

Die Halbschattenbreite bei dem Dosisprofil mit Filter beträgt 1 cm, bei demjenigen ohne Filter ist sie 1,1 cm.

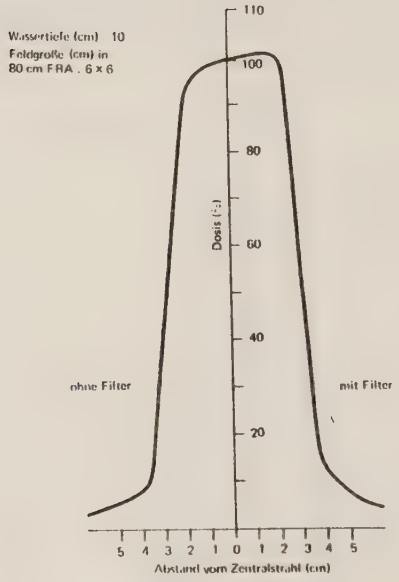


Abb. 6: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 10 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm.

Das Dosisprofil mit Filter in 15 cm Wassertiefe (Abb. 7) zeigt keine Dosisüberhöhung gegenüber dem Zentralstrahl mehr. Der Übergang in den Störstrahlenanteil geschieht bei einem Abstand von 4 cm vom Zentralstrahl bei einer Halbschattenbreite von 1,1 cm.

Das Dosisprofil ohne Filter zeigt bei einem Abstand von 3,7 cm vom Zentralstrahl den Übergang in den Störstrahlenbereich. Die Halbschattenbreite beträgt 1,2 cm.

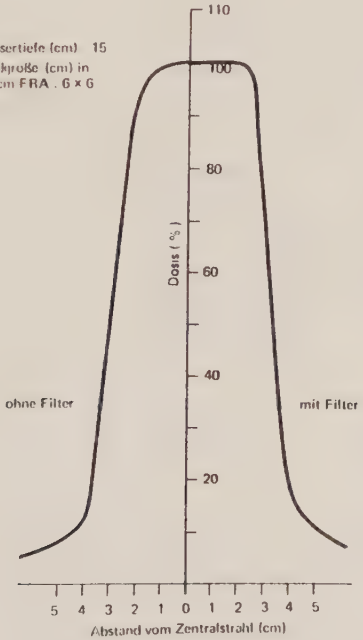


Abb. 7: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Filter gemessen in 15 cm Wassertiefe bei Feldgröße von 6 x 6 cm.

Alle Daten, die für die Güte eines Dosisprofils maßgebend sind, sind für die Dosisprofile in 2, 5, 10 und 15 cm Wassertiefe der Feldgröße 6 x 6 cm (Abb. 4 - 7) in Tabelle 1 zusammengefaßt.

Tab. 1:

Fg. (cm)	6 x 6 o.F.	6 x 6 m.F.	6 x 6 o.F.	6 x 6 m.F.	6 x 6 o.F.	6 x 6 m.F.	6 x 6 o.F.	6 x 6 m.F.
Wt. (cm)	2	2	5	5	10	10	15	15
$D_{max.}$ (%)	100	103	100	102	100	101	100	100
Abst. Z, $D_{max.}$ (cm)	0	1,8	0	1,8	0	1	0	0
$\frac{TFg.}{2}$ (cm)	2,3	2,1	2,3	2,1	2,3	2,6	2,5	2,9
$\frac{GFg.}{2}$ (cm)	2,8	2,5	2,9	2,8	2,9	3,1	3,1	3,4
Hsb. (cm)	0,9	0,8	1,1	1	1,1	1	1,2	1,1
Abst. Z. Übg. Stb. (cm)	3,2	2,9	3,4	3,1	3,3	3,6	3,7	4

Legende zu Tab. 1:

o.F.:		ohne Ausgleichfilter
m.F.:		mit Ausgleichfilter
Wt.	(cm) :	Wassertiefe in cm, in der das Dosisprofil gemessen wurde
$D_{max.}$	(%) :	Maximal gemessene Dosisüberhöhung in % entlang des Dosisprofils bezogen auf die Dosis im Zentralstrahl
Abst. Z. $D_{max.}$	(cm) :	Abstand vom Zentralstrahl in cm, in dem die maximale Dosis entlang des Dosisprofils gemessen wurde
$\frac{TFg.}{2}$	(cm) :	halbe Breite der therapeutischen Feldgröße in cm (siehe 2.10.2 und Abb. 3)
$\frac{GFg.}{2}$	(cm) :	halbe Breite der geometrischen Feldgröße in cm (siehe 2.10.3 und Abb. 3)
Hsb.	(cm) :	Halbschattenbreite in cm (siehe 2.10.4 und Abb. 3)
Abst. Z. Übg. Stb.	(cm) :	Abstand in cm vom Zentralstrahl beim Übergang in den Störstrahlenbereich

3.2 Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter in den Wassertiefen 2, 5, 10 und 15 cm bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm

Das Dosisprofil in 2 cm Wassertiefe (Abb. 8) mit Filter zeigt ein Dosismaximum von 107 % in 3,5 cm Abstand vom Zentralstrahl und einen Übergang in den Störstrahlenbereich in einem Abstand von 4,9 cm vom Zentralstrahl.

Das Dosisprofil ohne Filter geht bei einem Abstand von 4,9 cm vom Zentralstrahl in den Störstrahlenanteil über.

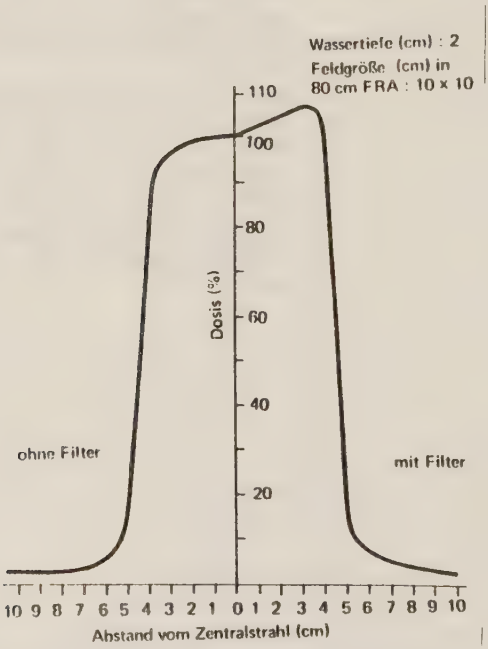


Abb. 8: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Filter gemessen in 2 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm.

In 5 cm zeigt das Dosisprofil (Abb. 9) mit Ausgleichfilter ein Dosismaximum von 106 % bei einem Abstand von 3,5 cm vom Zentralstrahl. Der Übergang in den Störstrahlenbereich beginnt bei einem Abstand von 5,2 cm vom Zentralstrahl.

Das Dosisprofil ohne Filter zeigt den Übergang in den Störstrahlenbereich bei einem Abstand von ebenfalls 5,1 cm vom Zentralstrahl.

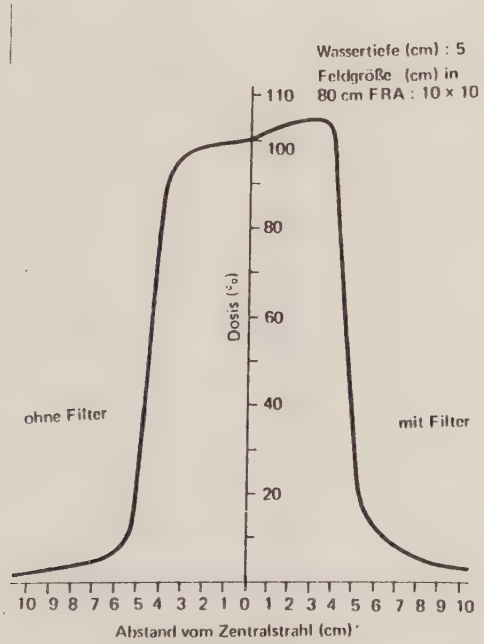


Abb. 9: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 5 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm.

In 10 cm Wassertiefe zeigt das Dosisprofil (Abb. 10) mit Filter ein Dosismaximum von 102 % in einem Abstand von 3,4 cm vom Zentralstrahl. Der Übergang in den Störstrahlenbereich geschieht in einem Abstand von 5,9 cm vom Zentralstrahl.

Der Übergang in den Störstrahlenbereich bei dem Dosisprofil ohne Filter geschieht in einem Abstand von 5,5 cm vom Zentralstrahl.

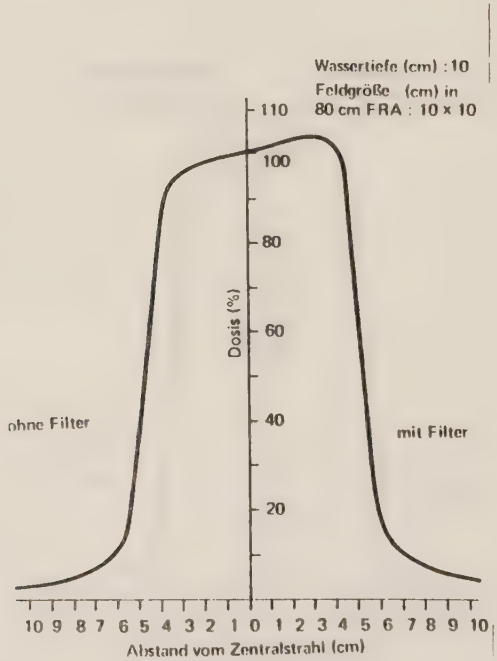


Abb. 10: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Filter gemessen in 10 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm.

In 15 cm Wassertiefe zeigt das Dosisprofil (Abb. 11) mit Filter keine Dosisüberhöhung gegenüber dem Zentralstrahl mehr. Bei einer Entfernung von 6,2 cm vom Zentralstrahl geht der Halbschattenbereich in den Störstrahlenbereich über.

Das Dosisprofil ohne Filter zeigt den Übergang in den Störstrahlenbereich bei einer Dosis von 20 % im Abstand von 5,9 cm vom Zentralstrahl.

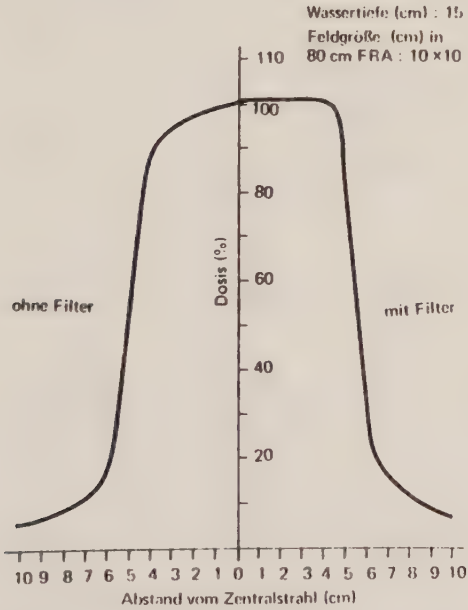


Abb. 11: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 15 cm Wassertiefe einer Feldgröße von 10 x 10 cm.

Alle Daten der Dosisprofile in 2, 5, 10 und 15 cm Wassertiefe der Feldgröße 10 x 10 cm (Abb. 8 - 11) sind in Tabelle 2 zusammengefaßt.

Tab. 2:

Fg. (cm)	10 x 10 o.F.	10 x 10 m.F.	10 x 10 o.F.	10 x 10 m.F.	10 x 10 o.F.	10 x 10 m.F.	10 x 10 o.F.	10 x 10 m.F.
Wt. (cm)	2	2	5	5	10	10	15	15
$D_{max.}$ (%)	100	107	100	106	100	102	100	100
Abst. Z. $D_{max.}$ (cm)	0	3,5	0	3,5	0	3,4	0	0
$\frac{TFg.}{2}$ (cm)	3,9	4,1	4,1	4,4	4,2	4,6	4,5	4,9
$\frac{GFg.}{2}$ (cm)	4,5	4,5	4,6	4,8	4,9	5,1	5,1	5,4
Hsb. (cm)	1	0,8	1	0,8	1,3	1,3	1,4	1,3
Abst. Z. Übg. Stb. (cm)	4,9	4,9	5,1	5,2	5,5	5,9	5,9	6,2

(Legende wie Tab. 1)

3.3 Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter in den Wassertiefen 2, 5, 10 und 15 cm bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm

Das Dosisprofil (Abb. 12) mit Ausgleichfilter zeigt in 2 cm Wassertiefe ein Dosismaximum von 113 % gegenüber 100 % des Zentralstrahls in einem Abstand von 6,4 cm vom Zentralstrahl (Hansen, Connor, Doppke, Boone 1972). Der Übergang in den Störstrahlenbereich findet in 7,8 cm Abstand vom Zentralstrahl statt.

Das Dosisprofil ohne Filter zeigt den Übergang in den Störstrahlenbereich im Abstand von 7,6 cm vom Zentralstrahl.

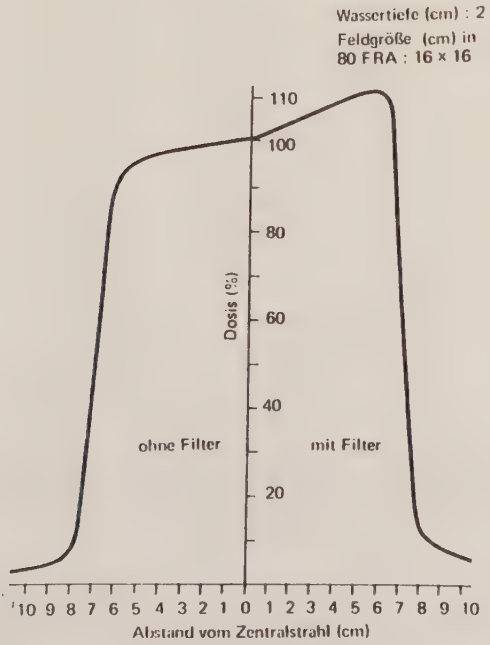


Abb. 12: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 2 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm.

In 5 cm Wassertiefe zeigt das Dosisprofil (Abb. 13) mit Filter ein Dosismaximum von 109 % in 5,9 cm Abstand vom Zentralstrahl. Der Übergang in den Störstrahlenbereich beginnt in 8,1 cm Abstand vom Zentralstrahl.

Ohne Filter zeigt das Dosisprofil den Übergang in den Störstrahlenbereich bei einem Abstand von 7,9 cm vom Zentralstrahl.

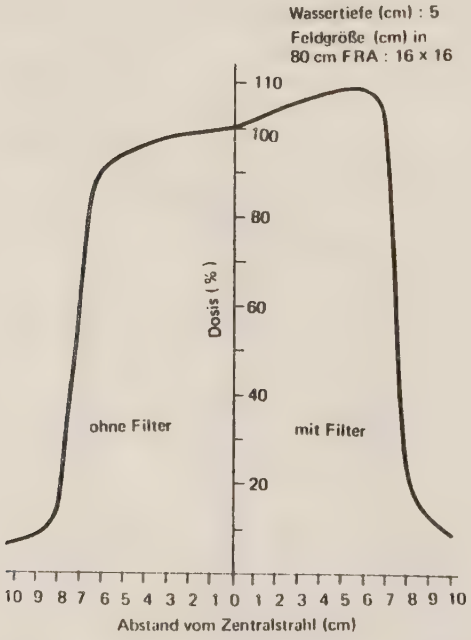


Abb. 13: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 5 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm.

In 10 cm Wassertiefe zeigt das Dosisprofil (Abb. 14) mit Filter ein Dosismaximum von 106 % in 5,7 cm Abstand vom Zentralstrahl. Der Übergang in den Störstrahlenanteil findet in 6,8 cm Abstand vom Zentralstrahl statt. Das Dosisprofil ohne Filter zeigt den Übergang in den Störstrahlenbereich in 8,1 cm Abstand vom Zentralstrahl.

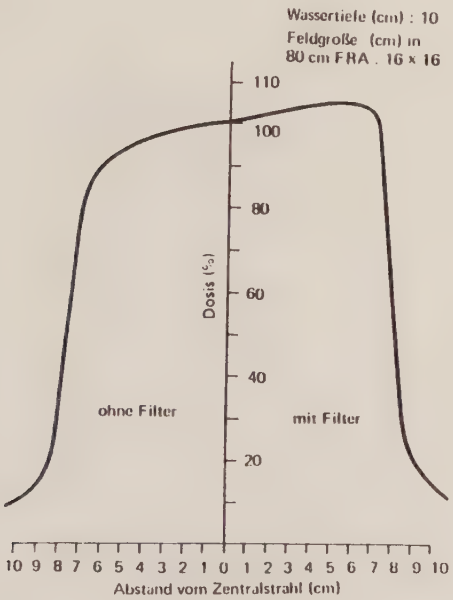


Abb. 14: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 10 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm.

Das Dosisprofil mit Filter in 15 cm Wassertiefe (Abb. 15) zeigt keine Dosisüberhöhung mehr gegenüber dem Zentralstrahl mit einem Übergang in den Störstrahlenbereich in 9,2 cm Abstand vom Zentralstrahl. Das Dosisprofil ohne Filter zeigt den Übergang in den Störstrahlenbereich in 9,2 cm Abstand vom Zentralstrahl.

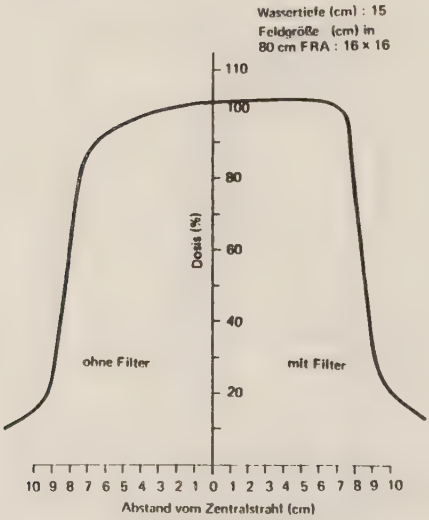


Abb. 15: Gegenüberstellung von Dosisprofilen mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in 15 cm Wassertiefe bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm.

Alle Daten der Dosisprofile in 2, 5, 10 und 15 cm Wassertiefe der Feldgröße 16 x 16 cm (Abb. 12 - 15) sind in Tabelle 3 zusammengefaßt.

Tab. 3:

Fg.	(cm)	16 x 16 o.F.	16 x 16 m.F.	16 x 16 o.F.	16 x 16 m.F.	16 x 16 o.F.	16 x 16 m.F.	16 x 16 o.F.	16 x 16 m.F.
Wt.	(cm)	2	2	5	5	10	10	15	15
$D_{max.}$	(%)	100	113	100	109	100	103	100	100
Abst. Z. $D_{max.}$	(cm)	0	6,4	0	5,9	0	5,7	0	0
$\frac{TFg.}{2}$	(cm)	6,3	7	6,5	7,1	7	7,6	7,4	8
$\frac{GFg.}{2}$	(cm)	6,9	7,3	7,2	7,5	7,8	8,1	8,2	8,8
Hsb.	(cm)	1,3	0,8	1,4	1	1,7	1,2	1,8	1,2
Abst. Z. Übg. Stb.	(cm)	7,6	7,8	7,9	8,1	8,7	8,8	9,2	9,2

(Legende wie Tab. 1)

3.4 Isodosenverteilung in Wasser bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm mit und ohne Ausgleichfilter

Die Isodosenverteilung mit Filter (Abb. 16) zeigt bei der 100 %-Isodose eine starke Dosisüberhöhung, die mit abfallender Dosis geringer wird und ab der 70 %-Isodose nur noch gering gegeben ist.

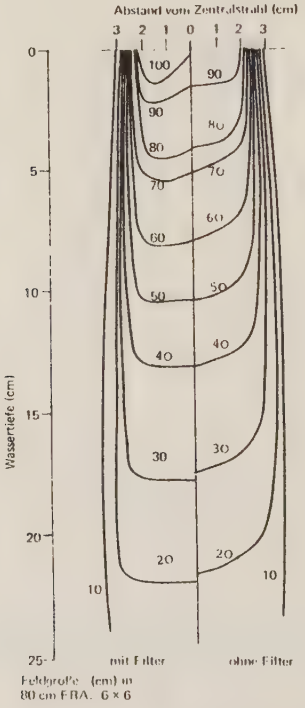


Abb. 16: Gegenüberstellung der Isodosenverteilung mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in Wasser. Die Zahlen an den einzelnen Isodosen geben die prozentuale Verteilung an, bezogen auf den Zentralstrahl in 0,5 cm Wassertiefe als 100 %-Wert, bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm.

Ein Vergleich der Isodosen mit und ohne Filter weist das Dosismaximum der 100 %-Isodose mit Filter in der gleichen

Wassertiefe von 1,5 cm auf, wie bei der 90 %-Isodose ohne Filter. Bei der 100 %-Isodose liegt infolge der Dosishomogenität die größte Eindringtiefe nicht auf dem Zentralstrahl, sondern in 1,8 cm Entfernung vom Zentralstrahl. Bei der 90 %-Isodose mit Filter ist der größte Abstand von der Wasseroberfläche 2,3 cm in 1,8 cm Abstand vom Zentralstrahl. Die 80 %-Isodose mit Filter hat ihr Dosismaximum in 4,9 cm Wassertiefe, die 70 %-Isodose ohne Filter in 6,9 cm Wassertiefe. Die restlichen Daten der Abbildung 16 kann man der Tabelle 4 entnehmen. Hierbei zeigt sich, daß die Abstände der entsprechenden Isodosen mit zunehmender Tiefe annähernd gleich bleiben; so ist kein meßbarer Abstand zwischen der 90 %-Isodose mit und ohne Filter, derjenige der entsprechenden 20 %-Isodose beträgt 3 mm.

3.5 Isodosenverteilung in Wasser bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm mit und ohne Ausgleichfilter

Die Isodosenverteilung mit Filter (Abb. 17) zeigt eine 110 %-Isodose in einer Tiefe von 1,5 cm und 3,5 cm Abstand vom Zentralstrahl. Die 100 %-Isodose erreicht ihre größte Tiefe in 2,1 cm Wassertiefe in 3,5 cm Abstand vom Zentralstrahl. Die 90 %-Isodose ohne Filter liegt schon nahe der 90 %-Isodose mit Filter und erreicht ihren größten Abstand von der Wasseroberfläche in 2,5 cm Tiefe auf dem Zentralstrahl. Die Entfernung von der Wasseroberfläche bei der 80 %-Isodose mit Filter und der 80 %-Isodose ohne Filter auf dem Zentralstrahl liegt in der Wassertiefe von 4,2 bzw. 4,3 cm, jedoch liegt die größte Wassertiefe der Isodose mit Filter außerhalb des Zentralstrahls. Zu beachten sind die Isodosen ab der 50 %-Isodose mit Ausgleichfilter, die keine Dosisüberhöhung zeigen, dafür aber eine nahezu gleichbleibende Dosis (flatness) über eine größere Feldgröße. Die anderen Daten dieser Tiefendosisverteilung sind in Tabelle 4 zusammengefaßt.

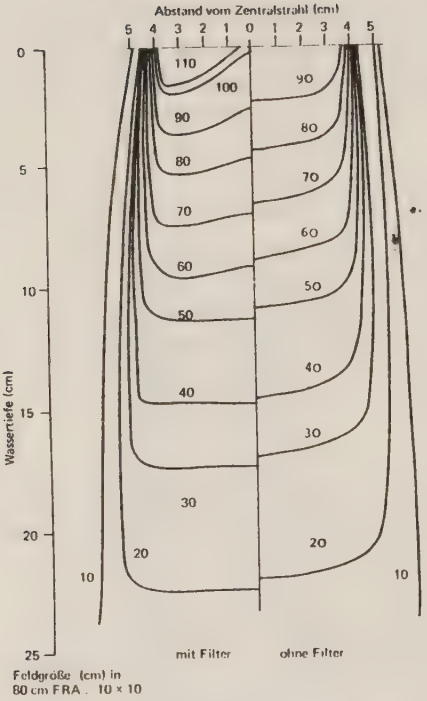


Abb. 17: Gegenüberstellung der Isodosenverteilung mit und ohne Filter gemessen in Wasser. Die Zahlen an den einzelnen Isodosen geben die prozentuale Verteilung an, bezogen auf den Zentralstrahl in 0,5 cm Wassertiefe als 100 %-Wert, bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm

3.6 Isodosenverteilung im Wasser bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm mit und ohne Ausgleichfilter

Die 100 %-Isodose mit Filter erreicht ihre größte Entfernung von der Wasseroberfläche in 2,5 cm Wassertiefe bei einem Abstand von 6,4 cm vom Zentralstrahl (Abb. 18).

Abb. 18: Gegenüberstellung der Isodosenverteilung mit und ohne Ausgleichfilter gemessen in Wasser. Die Zahlen an den einzelnen Isodosen geben die prozentuale Verteilung an, bezogen auf den Zentralstrahl in 0,5 cm Wassertiefe als 100 %-Wert, bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm

Bei der 90 %-Isodose mit Filter ist die größte Wassertiefe in 4 cm erreicht in ebenfalls 6,4 cm vom Zentralstrahl. Die 80 %-Isodose des Filters erreicht ihre größte Wassertiefe in 5,8 cm in 5,9 cm vom Zentralstrahl. Die 90 %-Isodose ohne Filter erreicht ihren größten Abstand von der Wasseroberfläche in 2,3 cm Tiefe im Zentralstrahl; die 80 %-Isodose ohne Filter hat ihre größte Wassertiefe in 4,8 cm auf dem Zentralstrahl. Ab der 50 %-Isodose des

Tab. 4:

Feldgröße (cm)	6 x 6 o.F.	6 x 6 m.F.	10 x 10 o.F.	10 x 10 m.F.	16 x 16 o.F.	16 x 16 m.F.
Isodose (%)	größte Entfernung einer Isodose von der Wasseroberfläche (cm)					
100	0,5	1,5	0,5	2,1	0,5	2,5
90	1,5	2,3	2,5	3,6	2,3	4
80	4	4,6	4,6	5,4	4,8	5,8
70	5,8	6,2	6,5	7,4	6,9	8
60	7,8	8	8,7	9,6	9,3	10,3
50	10,1	10,2	11,2	11,4	11,9	12,4
40	12,7	12,8	14,2	14,4	15,4	15,8
30	16,7	16,8	17,2	17,7	19,4	19,8
20	20,3	20,6	22,8	23,3	-	-
	Abstand einer Isodose vom Zentralstrahl in der größten Entfernung von der Wasseroberfläche (cm)					
100	0	1,8	0	3,5	0	6,4
90	0	1,8	0	3,5	0	6,4
80	0	1,8	0	3,5	0	5,9
70	0	1,8	0	3,5	0	5,9
60	0	1,3	0	3,4	0	5,6
50	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	-	-

Ausgleichfilters ist keine Dosisüberhöhung gegenüber dem Zentralstrahl mehr meßbar, so daß hier die Schwankungsbreite der Dosis mit Filter geringer wird, als bei der entsprechenden Isodose ohne Ausgleichfilter. Die einzelnen Daten dieser Tiefendosisverteilung sind in Tabelle 4 zusammengefaßt.

3.7 Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Wassertiefe von 10 cm und einer Feldgröße von 6 x 6 cm

Bei diesen Querverteilungen ergibt der Vergleich mit Filter keinen Vorteil gegenüber der Messung ohne Filter, wenn man von den geringfügigen im Milimeterbereich liegenden größeren Abständen der Isodosen vom Zentralstrahl absieht. Beide Querverteilungen zeigen eine viereckige Form mit abgerundeten Kanten.

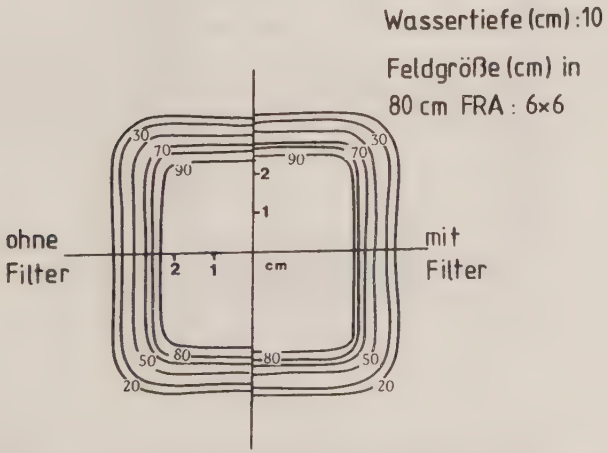


Abb. 19: Gegenüberstellung von Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm gemessen in 10 cm Wassertiefe. Die Zahlen an den einzelnen Isodosen geben die prozentuale Verteilung an, bezogen auf den Referenzpunkt in Feldmitte als 100 %-Wert

3.8 Dosisquerverteilungen mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Wassertiefe von 10 cm und einer Feldgröße von 10 x 10 cm

Bei der Querverteilung ohne Filter (Abb. 20) zeigt die 95 %-Isodose eine mehr kreisförmige Konfiguration und die folgenden Isodosen eine mehr viereckige Form mit abgerundeten Kanten. Der Abstand der 95 %-Isodose gegenüber der folgenden 90 %-Isodose ist auch größer als zwischen den folgenden; lediglich zwischen der 20 %-Isodose und der 10 %-Isodose besteht ebenfalls wieder ein etwas größerer Abstand als bei den anderen Isodosen.

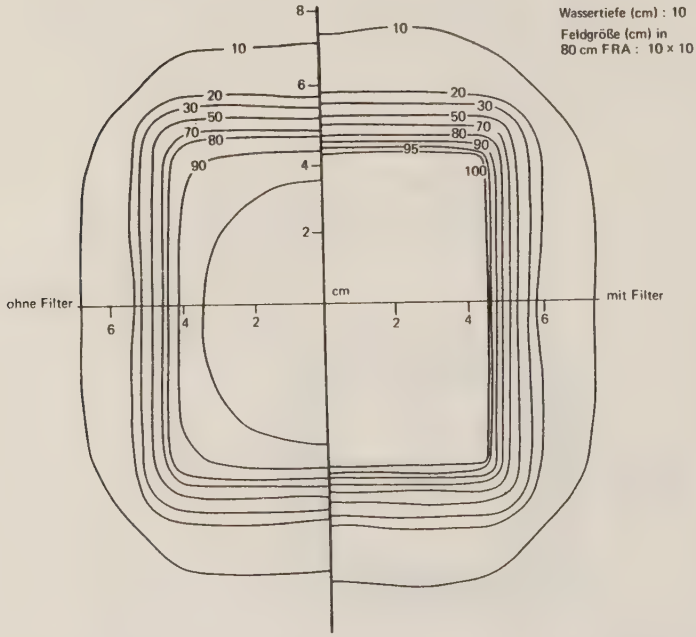


Abb. 20: Gegenüberstellung von Dosisquerverteilungen mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm gemessen in 10 cm Wassertiefe. Die Zahlen an den einzelnen Isodosen geben die prozentuale Verteilung an, bezogen auf den Referenzpunkt in Feldmitte als 100 %-Wert.

Der Abstand bei der Querverteilung ohne Filter zwischen der 95 %- und 10 %-Isodose beträgt 3,4 cm; bei der Querverteilung mit Ausgleichfilter beträgt die Differenz zwischen der 100 %- und der 10 %-Isodose 2,8 cm. Die Querverteilung mit Filter zeigt durch die Dosisüberhöhung (siehe Dosisprofile und Isodosenverteilung) eine 100 %-Isodose in nahezu demselben Abstand wie die 90 %-Isodosen ohne Filter. Ebenfalls zeigt die Dosisquerverteilung mit Filter der 100 %-Isodose eine mehr viereckige Konfiguration mit abgerundeten Kanten. Hieraus ist deutlich zu sehen, daß die Dosisverteilung in den Diagonalen bei der Querverteilung ohne Filter inhomogener ist als im Vergleich zu derjenigen mit Ausgleichfilter.

3.9 Dosisquerverteilung mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Wassertiefe von 10 cm und einer Feldgröße von 16 x 16 cm

Bei der Dosisverteilung ohne Filter (Abb. 21) zeigen sowohl die 95 % wie die 90 %-Isodosen eine mehr kreisförmige Form an. Die übrigen gemessenen Isodosen haben wieder eine angenäherte viereckige Form. Die Dosisinhomogenität bezüglich der Diagonalen ist bei dieser Feldgröße noch deutlicher zu sehen als bei der kleinen Feldgröße von 10 x 10 cm.

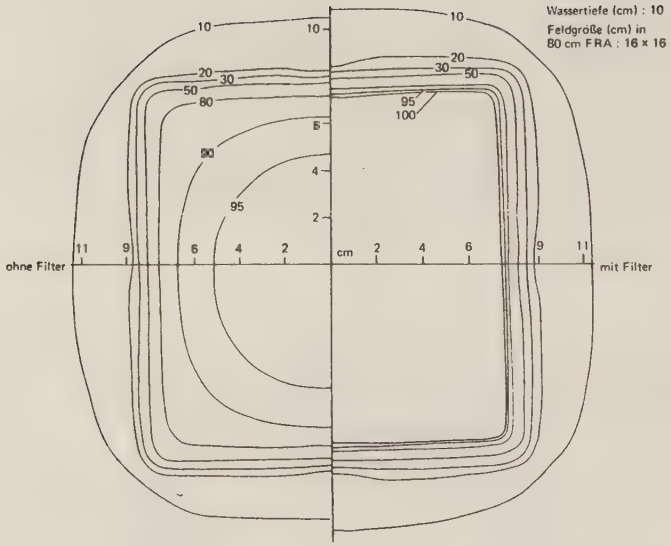


Abb. 21: Gegenüberstellungen von Dosisquerverteilungen mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm gemessen in 10 cm Wassertiefe. Die Zahlen an den einzelnen Isodosen geben die prozentuale Verteilung an, bezogen auf den Referenzpunkt in Feldmitte als 100 %-Wert.

3.10 Tiefendosisverteilung mit Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm

Die prozentuale Tiefendosiskurve mit Filter zeigt einen Abfall von 75 % in 4,9 cm Wassertiefe bei Normierung auf Dosismaximum in 0,5 cm Wassertiefe. Die Halbwertschichtdicke für Wasser ist in 10,1 cm Wassertiefe erreicht und 25 % der Maximaldose ist noch in 18,4 cm Wassertiefe vorhanden. Der ganze Verlauf ist in Abbildung 21 dargestellt sowie in der dazugehörigen Tabelle 5.

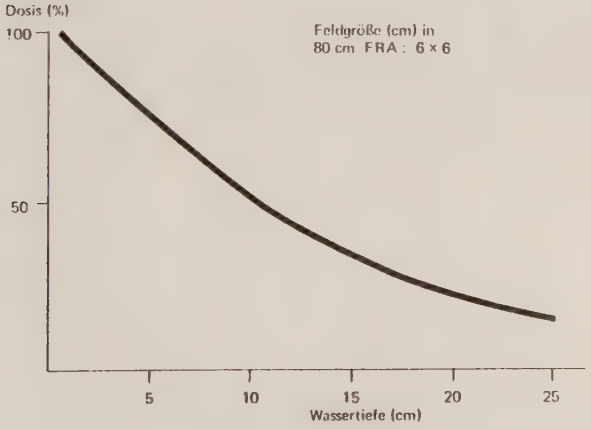


Abb. 22: Tiefendosiskurve mit Ausgleichfilter im Zentralstrahl bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm

Die Tabelle 5 gibt die Werte der Tiefendosiskurve mit und ohne Filter an sowie die Abweichungen der Tiefendosiskurven untereinander: Hierbei zeigt sich, daß im Bereich bis 4 cm Wassertiefe die Werte der beiden Verteilungen gleich sind, danach sind Differenzen gegeben, die jedoch weitgehend innerhalb der Meßgenauigkeit liegen.

Tab. 5:

Tiefe (cm)	Tiefendosis (%) ohne Filter	mit Filter	Abweichung absolut	relativ
0,5	100	100	0	0
1	97	97	0	0
2	91,4	91,4	0	0
3	85,7	85,7	0	0
4	80	80	0	0
5	74,3	74,5	+ 0,1	+ 0,2
6	68,8	69,3	+ 0,5	+ 0,7
7	64,1	64,3	+ 0,2	+ 0,3
8	59,3	59,7	+ 0,4	+ 0,6
9	54,6	54,9	+ 0,3	+ 0,6
10	50,4	50,8	+ 0,4	+ 0,8
11	46,4	46,3	+ 0,1	+ 0,2
12	42,8	43	+ 0,2	+ 0,5
13	39,5	39,7	+ 0,2	+ 0,5
14	36,6	36,7	+ 0,1	+ 0,2
15	33,5	33,7	+ 0,2	+ 0,5
16	30,8	30,9	+ 0,1	+ 0,2
17	28,4	28,8	+ 0,4	+ 1,4
18	26	26,5	+ 0,5	+ 2,2
19	23,8	25	+ 0,7	+ 2,8
20	22,3	22,4	+ 0,1	+ 0,4
21	20,4	20,7	+ 0,3	+ 1,3
22	19,1	19,3	+ 0,2	+ 1
23	17,6	17,8	+ 0,2	+ 1,2
24	16,2	16,5	+ 0,3	+ 1,9
25	15	15,2	+ 0,2	+ 1,3

Legende zu Tab. 5:

Vergleich der prozentualen Tiefendosis mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 6 x 6 cm in 80 cm Fokus - Referenz-Abstand (FRA). (Die prozentualen Tiefendosen sind normiert auf 0,5 cm Tiefe ohne Filter und zeigen Übereinstimmung mit den Dosen aus Brit. J. Radiol. Suppl. 11).

3.11 Tiefendosisverteilung mit Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm

Die Tiefendosiskurve mit Filter (Abb. 22) fällt in 5,5 cm Wassertiefe auf 75 % der Dosis in 0,5 cm Wassertiefe ab. In 11,3 cm Tiefe sind noch 50 % der maximalen Dosis vorhanden und in 20,3 cm Tiefe sind noch 25 % vorhanden.

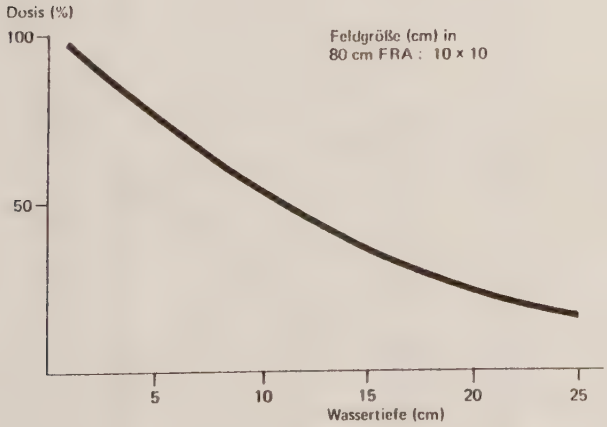


Abb. 23: Tiefendosiskurve mit Ausgleichfilter im Zentralstrahl bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm

Tab. 6:

Tiefe (cm)	Tiefendosis (%) ohne Filter	mit Filter	Abweichung absolut	relativ
0,5	100	100	0	0
1	98,1	98,1	0	0
2	92,8	92,8	0	0
3	87,4	87,6	+ 0,2	+ 0,3
4	82,2	82,5	+ 0,3	+ 0,4
5	77,2	77,4	+ 0,2	+ 0,3
6	72,3	72,5	+ 0,2	+ 0,3
7	67,5	67,8	+ 0,3	+ 0,4
8	63	63,3	+ 0,3	+ 0,4
9	58,7	58,8	+ 0,1	+ 0,2
10	54,6	54,8	+ 0,2	+ 0,4
11	50,9	51	+ 0,1	+ 0,2
12	47,2	47,6	+ 0,4	+ 0,8
13	43,7	44,4	+ 0,7	+ 1,7
14	40,6	41,2	+ 0,6	+ 1,4
15	37,4	38	+ 0,6	+ 1,4
16	34,7	35,5	+ 0,8	+ 2,3
17	31,8	32,9	+ 1,1	+ 3,3
18	29,5	30,1	+ 0,6	+ 2,1
19	27,3	27,8	+ 0,5	+ 1,9
20	25,3	25,5	+ 0,2	+ 0,8
21	23,4	23,6	+ 0,2	+ 0,8
22	21,7	22,1	+ 0,4	+ 1,9
23	20,1	20,5	+ 0,4	+ 1,9
24	18,5	19	+ 0,5	+ 2,6
25	17,2	17,9	+ 0,7	+ 4,2

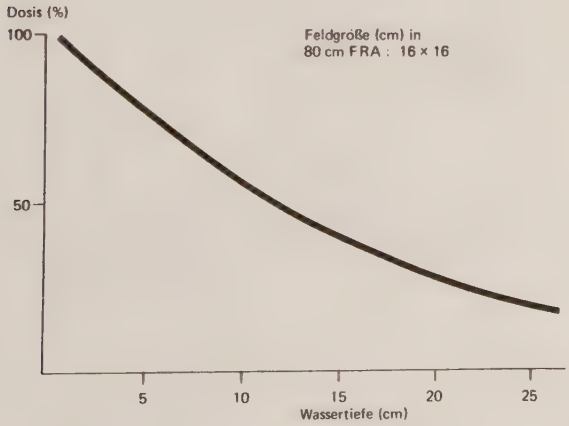
Lengende zu Tab. 6:

Vergleich der Werte der Tiefendosisverteilungen mit und ohne Filter und deren Abweichungen untereinander bei einer Feldgröße von 10 x 10 cm in 80 cm Fokus - Referenz-Abstand (FRA). Ansonsten wie zu Tab. 5.

3.12 Tiefendosisverteilung mit Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm

Die Tiefendosiskurve im Zentralstrahl (Abb. 23) zeigt in 6,3 cm Tiefe noch 75 % der Maximaldosis in 0,5 cm Wassertiefe. In 12,5 cm Wassertiefe sind noch 50 % vorhanden und in 22,6 cm Wassertiefe noch 25 % der maximalen Dosis.

Die Tabelle 7 zeigt die Werte im Zentralstrahl mit und ohne Ausgleichfilter, wobei das Verhältnis der Dosis in einer bestimmten Wassertiefe zum Dosismaximum mit Filter günstiger ist als derjenige ohne Filter.



Tab. 24: Tiefendosiskurve mit Filter im Zentralstrahl bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm

Tab. 7:

Tiefe (cm)	Tiefendosis (%) ohne Filter	mit Filter	Abweichung absolut	relativ
0,5	100	100	0	0
1	98,1	98,1	0	0
2	93,6	93,6	0	0
3	88,7	88,9	+ 0,2	+ 0,2
4	83,6	84,3	+ 0,7	+ 0,8
5	78,8	79,9	+ 0,9	+ 1,1
6	74,3	75,2	+ 0,9	+ 1,2
7	69,7	70,9	+ 1,2	+ 1,8
8	65,3	66,7	+ 1,5	+ 2,3
9	61,1	62,7	+ 1,6	+ 2,6
10	57,3	58,9	+ 1,6	+ 2,6
11	53,7	55,3	+ 1,6	+ 3
12	50,1	51,7	+ 1,6	+ 3
13	46,9	48,3	+ 1,4	+ 2,9
14	44	44,8	+ 0,8	+ 1,9
15	41	41,7	+ 0,7	+ 1,6
16	38,4	38,9	+ 0,5	+ 1,2
17	35,9	36,2	+ 0,3	+ 0,9
18	33,1	33,9	+ 0,8	+ 2,3
19	30,9	31,7	+ 0,8	+ 2,4
20	28,7	29,6	+ 0,9	+ 3,2
21	26,9	28	+ 1,1	+ 4,3
22	24,9	26,1	+ 1,2	+ 4,7
23	23,1	24,4	+ 1,3	+ 5,6
24	21,8	22,7	+ 0,9	+ 4,1
25	20,4	21,4	+ 1	+ 4,9

Legende zu Tab. 7:

Gegenüberstellung der Werte der Tiefendosisverteilung mit und ohne Ausgleichfilter und deren Abweichungen untereinander bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm. Ansonsten Legende wie zu Tab. 5.

Zum Abschluß sei noch eine graphische Darstellung der absoluten Tiefendosiskurve mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm gezeigt (Abb. 25). Hierbei sieht man, daß die Dosisleistung mit Filter in 0,5 cm Wassertiefe 75 % der Dosis ohne Filter erreicht, was sehr gut mit der Berechnung übereinstimmt (s. 2.2.1).

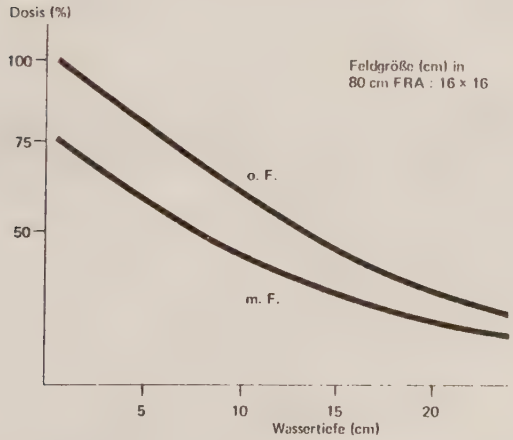


Abb. 25: Darstellung des Dosisverlaufes mit und ohne Ausgleichfilter bei einer Feldgröße von 16 x 16 cm

3.13 Isodosenverteilung im Phantom ohne Ausgleichfilter bei 3-Felderbestrahlung

Die Abbildung 25 stellt eine Messung mit 430 Thermoluminiszenzdosimeter dar. Die maximal gemessene Dosis wird definiert als 125 %-Wert. Dieser liegt in der Mitte zwischen den beiden Strahlenkegeln, die den kleinsten Winkel einschließen in 3,5 cm Entfernung vom Phantommittelpunkt bis in 8,5 cm Entfernung von der Phantomoberfläche. Die 100 %-Isodose umschließt eine Fläche von 31 cm² (s. Tab. 8). Eine geschlossene Isodosenformation liegt bis zur 80 %-Isodose vor.

Die Abbildung 25 (folgende Seite) zeigt die Isodosenverteilung im Phantom (Punkt 2.8) gemessen mit 430 Thermoluminiszenzdosimeter bei 3-Felderbestrahlung ohne Ausgleichfilter.

Legende zu Abb. 25:

Isodosenverteilung im Mix D Phantom bei 3-Felderbestrahlung ohne Ausgleichfilter. Die Zahlen an den Isodosen geben die prozentuale Verteilung der Dosis an bezogen auf den gemessenen Maximalwert.

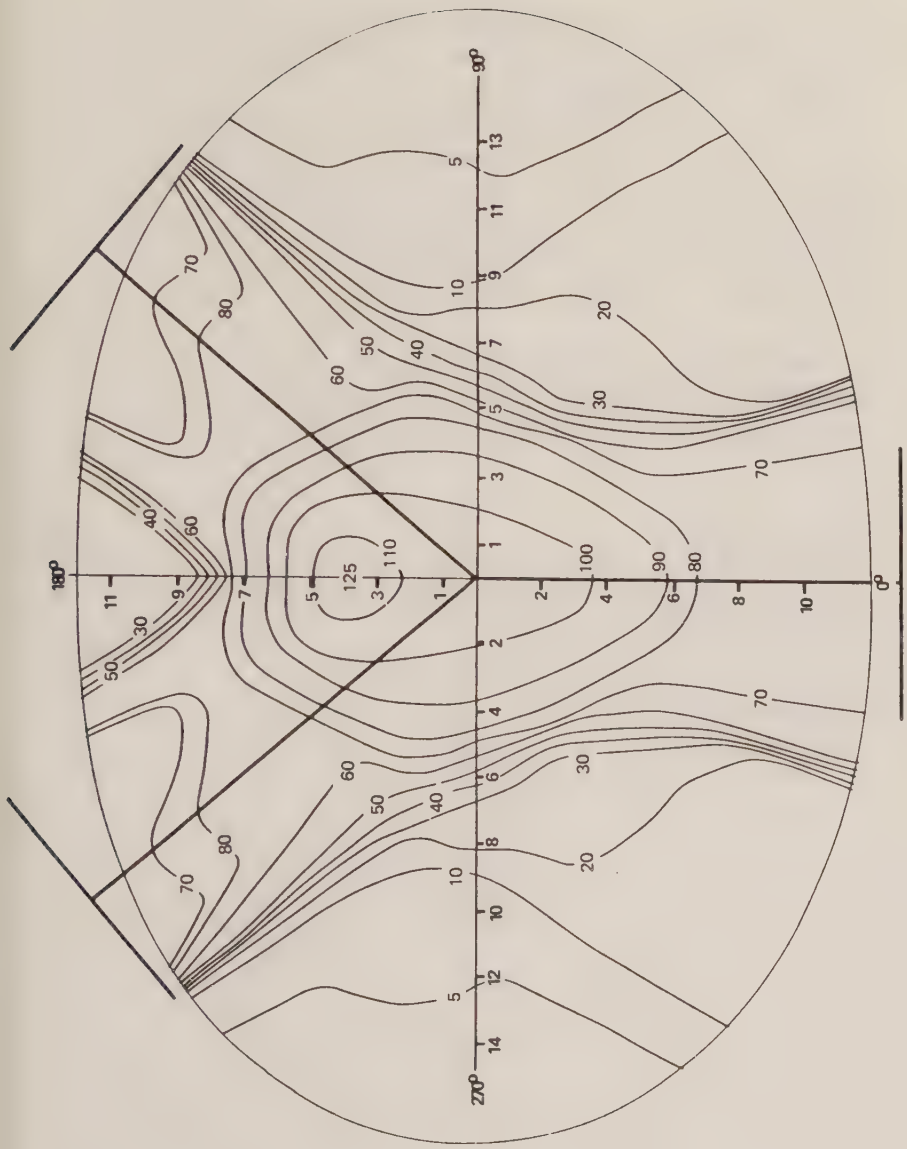
Fokus-Phantomzentrum-Abstand: 80 cm

Felderwinkelung: 0° 140° 220°

Feldlänge: 14 cm

Feldbreite: 10 cm

Abb. 25:



3.14 Gemessene Isodosenverteilung im Phantom mit Ausgleichfilter bei 3-Felderbestrahlung

Die Verteilung der Isodosenkurve zeigt ebenfalls einen geschlossenen Isodosenverlauf bis zur 80 %-Isodose (Abbildung 26). Das Dosismaximum (125 %-Wert) liegt ebenfalls zwischen den Strahlenkegeln, die den kleinsten Winkel einschließen, wobei sich jedoch ein Auswandern des Dosismaximum auf einen Abstand von 7 cm Entfernung von der Phantomoberfläche und 5 cm vom Phantommittelpunkt ergibt. Auf Grund der homogenen Dosisverteilung umschließt die 100 %-Isodose die Fläche von 43 cm² (s. Tab. 8).

Die Abbildung 26 (folgende Seite) zeigt die Isodosenverteilung im Phantom (Punkt 2.8) gemessen mit 430 Thermoluminiszenzdosimeter bei 3-Felderbestrahlung mit Ausgleichfilter.

Legende zu Abb. 26:

Isodosenverteilung im Mix D Phantom bei 3-Felderbestrahlung mit Ausgleichfilter. Die Zahlen an den Isodosen geben die prozentuale Verteilung der Dosis an bezogen auf den gemessenen Maximalwert.

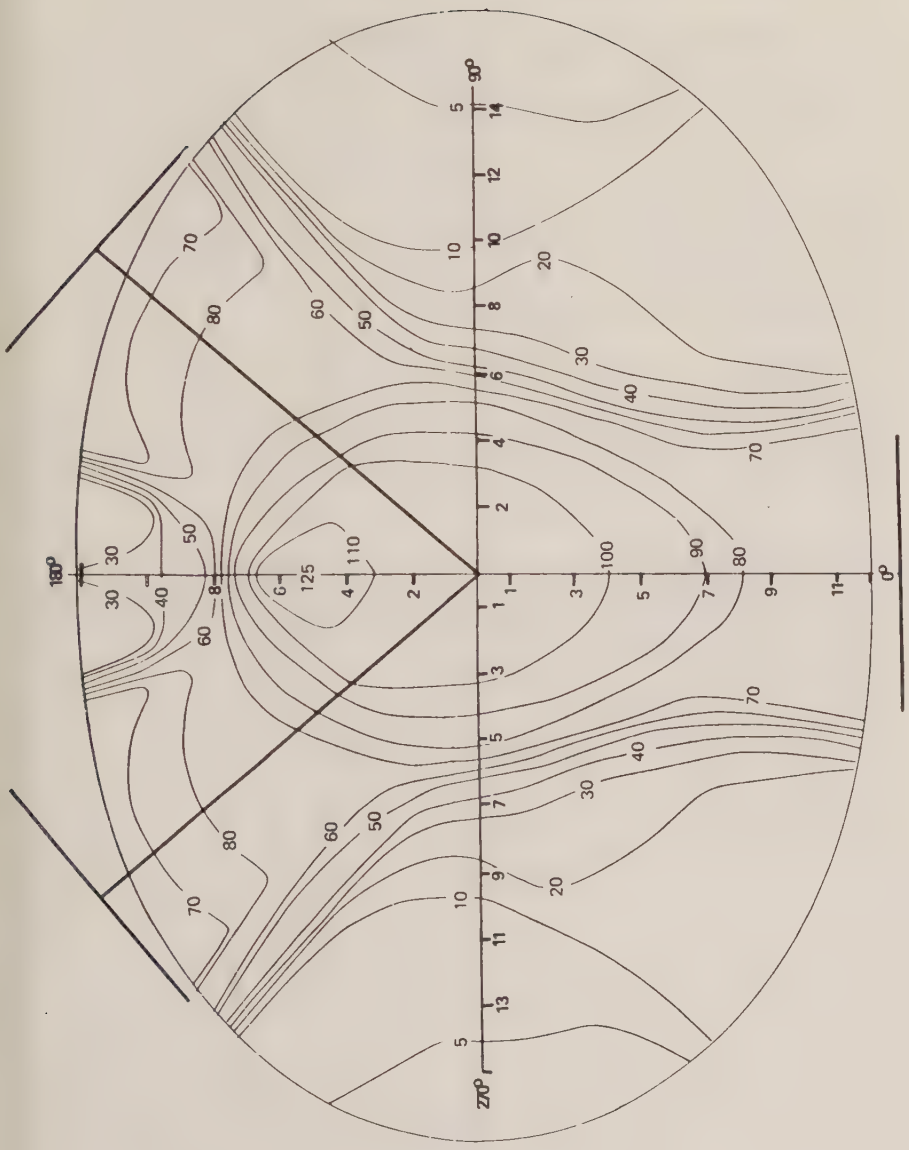
Fokus-Phantomzentrum-Abstand: 80 cm

Felderwinkelung: 0° 140° 220°

Feldlänge: 14 cm

Feldbreite: 10 cm

Abb. 26:



3.15 Die Isodosenverteilung im Phantom ohne Ausgleichfilter bei Pendelbestrahlung

Die Isodosenverteilung der Pendelbestrahlung von 240° nach 120° bei einem Isozentrum Abstand von 81 cm zeigt Abbildung 27. Hierbei gibt sich das Dosismaximum definiert als 125 %-Wert und wird in 4 cm Abstand vom Isozentrum Phantommittelpunkt bzw. in 8 cm Entfernung von der Phantomoberfläche gemessen. Die 100 %-Isodose umschließt eine Fläche von 33 cm². Die maximale Oberflächenbelastung ergibt sich durch die 50 %-Isodose, die auf den Rand auf der Vorderseite des Phantoms zuläuft.

Die Abbildung 27 (folgende Seite) zeigt die Isodosenverteilung im Phantom (Punkt 2.8) gemessen mit 430 Thermoluminiszenzdosimeter bei Pendelbestrahlung ohne Ausgleichfilter.

Legende zu Abb. 27:

Isodosenverteilung in Mix D Phantom bei Pendelbestrahlung ohne Ausgleichfilter. Die Zahlen an den Isodosen geben die prozentuale Verteilung der Dosis an bezogen auf den gemessenen Maximalwert.

Fokus-Phantomzentrum-Abstand: 80 cm

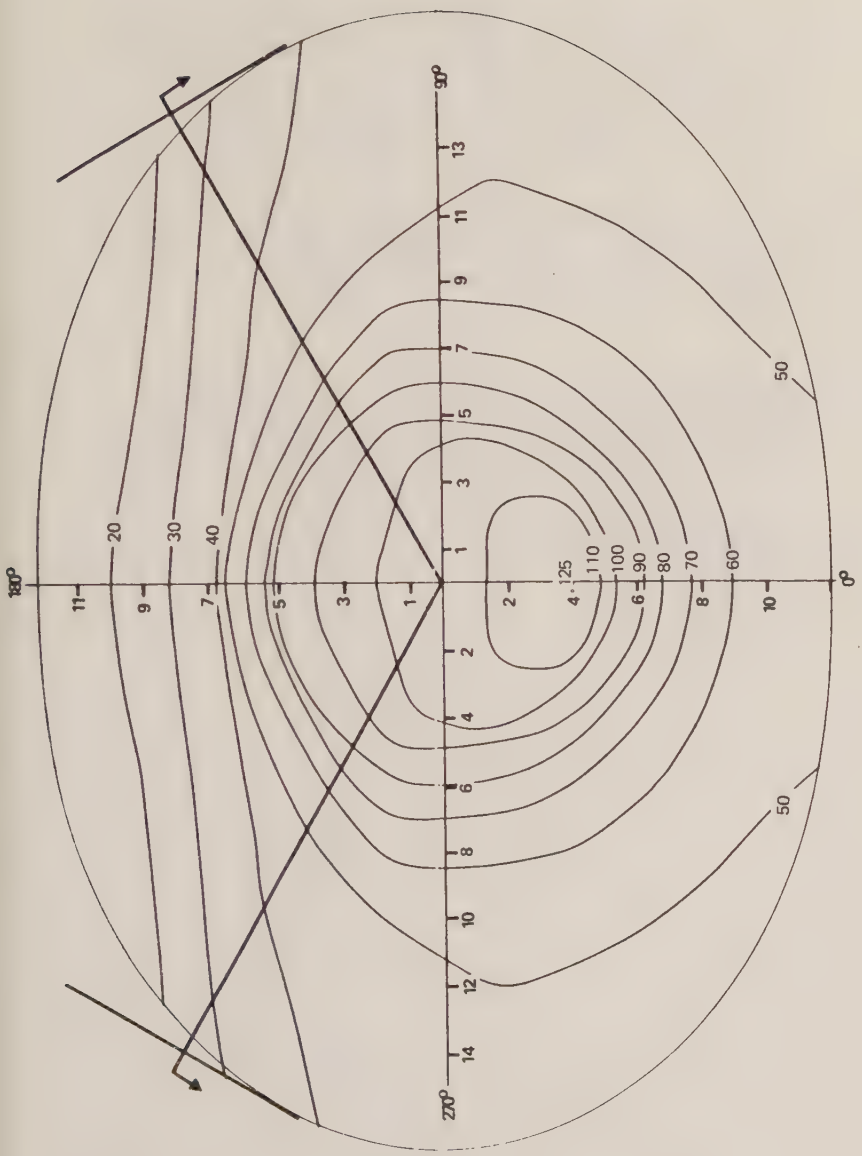
Pendelradius: 80 cm

Pendelwinkel: 240° - 120°

Feldlänge: 14 cm

Feldbreite: 10 cm

Abb. 27:


180°
0°
90°
270°
20
30
40
50
50
60
70
80
90
100
110
125
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14

3.16 Isodosenverteilung im Phantom mit Ausgleichfilter bei Pendelbestrahlung

Das Dosismaximum mit 125 % befindet sich in 9 cm Tiefe auf der 0°-Achse (Abb. 28). Hier umschließt die 100 %-Isodose eine Fläche von 40 cm². Ein Vergleich der Isodosenflächen zeigt Tabelle 8 bei gleichem qualitativen Verhalten der Isodosen wie ohne Ausgleichfilter.

Abbildung 28 (folgende Seite) zeigt die Isodosenverteilung im Phantom (Punkt 2.8) gemessen mit 430 Thermolumineszenzdosimeter bei Pendelbestrahlung mit Ausgleichfilter.

Legende zu Abb. 28:

Isodosenverteilung in Mix D Phantom bei Pendelbestrahlung mit Ausgleichfilter. Die Zahlen an den Isodosen geben die prozentuale Verteilung der Dosis an bezogen auf den gemessenen Maximalwert.

Fokus-Phantomzentrum-Abstand: 80 cm

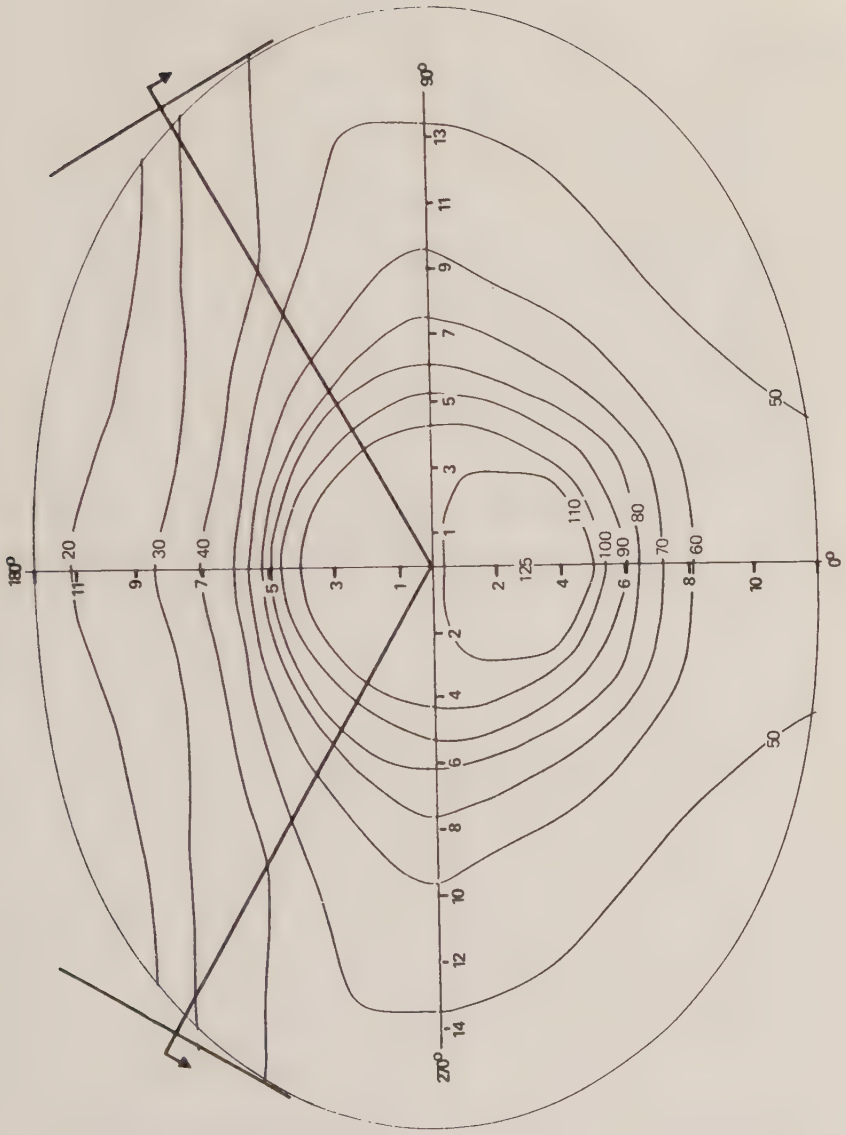
Pendelradius: 80 cm

Pendelwinkel: 240° - 120°

Feldlänge: 14 cm

Feldbreite: 10 cm

Abb. 28:


90°
180°
0°
270°
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
20
30
40
50
60
70
80
90
100
110
125

Tab. 8:

Begrenzende Isodosen (%)	Fläche (cm^2) zwischen zwei Isodosen			
	3 Felder o.F.	3 Felder m.F.	Pendelung o.F.	Pendelung m.F.
110	5	8	15	22
110 - 100	31	43	33	40
100 - 90	35	40	29	22
90 - 80	27	30	31	25
80 - 70	61	62	31	30
70 - 60	75	96	54	52
60 - 50	2 x 12	2 x 8	140	157

Legende: Zusammenstellung der Flächen, die durch die Isodosen bei 3-Felder- bzw. Pendelbestrahlung ohne Ausgleichfilter (o.F.) bzw. mit Ausgleichfilter (m.F.) umschlossen werden. Hierzu wurden jeweils 430 Thermolumineszenzdosimeter (s. Punkt 2.6), die im Mix-D Phantom (s. Punkt 2.8) angeordnet waren, verwandt.

4. Diskussion

4.1 Vergleich der Dosisprofile mit und ohne Ausgleichfilter

Die Dosisprofile mit Ausgleichfilter zeigen mit zunehmender Wassertiefe eine geringere Dosisüberhöhung gegenüber der Dosis im Zentralstrahl (Chu, Galvin, Lockett, Bloch 1981; Ekstrand, Ferree, Dixon, Raben 1979). So ist die Dosisüberhöhung bei der Feldgröße 6 x 6 cm in 2 cm Wassertiefe 3 %, bei 15 cm Wassertiefe nicht mehr vorhanden und bei der Feldgröße 10 x 10 cm sind es in 2 cm Wassertiefe 7 % um bei 15 cm Wassertiefe nicht mehr aufzutreten. Die Abnahme ist bei der Feldgröße 16 x 16 cm noch deutlicher. In 2 cm Wassertiefe ist die Dosis um 13 % höher als im Zentralstrahl, um in 15 cm Wassertiefe ebenfalls nicht mehr aufzutreten (Tabelle 1- 3). Es zeigt sich mit zunehmender Wassertiefe eine Abflachung des Dosisprofils des Ausgleichfilters (Otto, Smathers, Wright, Smith, Almond 1976).

Mit zunehmender Wassertiefe wird der Abstand der Dosisüberhöhung vom Zentralstrahl kleiner (Dixon, Ekstrand, Huff 1977). So ist bei der Feldgröße 10 x 10 cm in 2 cm Wassertiefe der Abstand 3,5 cm und tritt in 15 cm Wassertiefe nicht mehr auf. Bei der Feldgröße 16 x 16 cm sind es bei einer Wassertiefe von 2 cm 6,9 cm; in 15 cm Wassertiefe ist dieser Abstand infolge der resultierenden Dosishomogenität nicht mehr gegeben. Bei der Feldgröße 6 x 6 cm bleibt der Abstand vom Zentralstrahl in den gemessenen Wassertiefen bis 5 cm mit 1,8 cm (Tabelle 1 - 3) konstant. Dieser Effekt der Abnahme der Dosisüberhöhung mit zunehmender Wassertiefe zum Zentralstrahl hin dürfte vor allem durch die Streuung der Gamma-Strahlung an den Wassermolekülen über Richtungsänderung der auftretenden Energiequanten zustande kommen (Attix, Roesch, Tochilin 1968; Attix, Lopez, Owolabi, Paliwal 1983).

Die therapeutische Feldgröße und die geometrische Herdfeldgröße nehmen mit größerwerdender Wassertiefe zu. Die zunehmende Breite des Dosisprofils mit der Wassertiefe ist durch

die bereits erwähnte Seitwärtsstreuung bedingt und hat dementsprechend die Zunahme der therapeutischen und geometrischen Feldgröße zu verantworten.

So ist die therapeutische Feldgröße bei der Feldgröße 6 x 6 cm in 2 cm Wassertiefe ohne Filter 4,6 cm und mit Filter 4,2 cm. Bei der Wassertiefe von 15 cm und der gleichen Feldgröße sind die Werte 5 cm für die therapeutische Feldgröße ohne Filter und für diejenige mit Ausgleichfilter sind es 5,8 cm. Die therapeutische Feldgröße ohne Filter für die Feldgrößen von 10 x 10 cm nimmt in 2 cm Wassertiefe von 7,8 cm auf 9 cm in 15 cm Wassertiefe zu. Für die gleiche Feldgröße mit Ausgleichfilter ist die therapeutische Feldgröße in 2 cm Wassertiefe 8,2 cm in 15 cm Wassertiefe sind es jedoch 9,8 cm. Bei der Feldgröße von 16 x 16 cm ist die therapeutische Feldgröße ohne Filter 12,6 cm und mit Filter 14 cm in 2 cm Wassertiefe; in 15 cm Wassertiefe sind es 14,8 cm (ohne Filter) und 16 cm therapeutische Feldgröße mit Ausgleichfilter. Somit zeigt sich, daß die therapeutische Feldgröße mit Ausgleichfilter insbesondere bei den größeren Wassertiefen breiter ist und hierbei eine homogenere Dosisverteilung über einen weiteren Bereich ermöglicht. Bei geringeren Wassertiefen vor allem bei diesen unter 10 cm ist dies ebenfalls noch gegeben, hierbei muß jedoch die seitliche Dosisüberhöhung bei den Dosisprofilen mit Ausgleichfilter in Erwägung gezogen werden, so daß der Vorteil der homogeneren Dosisverteilung des Filters entfällt. Bei der Feldgröße 6 x 6 cm in 2 cm Wassertiefe ist die therapeutische Feldgröße des Ausgleichfilters sogar geringer als diejenige Feldgröße ohne Filter.

Die Halbschattenbreite nimmt mit der Herdfeldgröße ebenfalls zu. Hierbei zeigt sich jedoch ein Unterschied. Während die therapeutische und geometrische Feldgröße mit Ausgleichfilter größer ist als ohne Ausgleichfilter, ist dies bei der Halbschattenbreite umgekehrt. So nimmt z.B. die Halbschattenbreite ohne Filter bei der Feldgröße 16 x 16 in 2 cm Wassertiefe von 1,3 cm auf 1,8 cm in 15 cm Wassertiefe zu; bei der Halbschattenbreite mit Filter sind die Daten

0,8 cm Breite in 2 cm Wassertiefe und 1,2 cm Breite in 15 cm Wassertiefe. Dies darf als ein Vorteil des Ausgleichfilters angesehen werden. Der Abstand vom Zentralstrahl, bei dem der Übergang in den Störstrahlenanteil stattfindet, weist nahezu denselben Verlauf auf, wie die therapeutische Feldgröße. Die Entfernung vom Zentralstrahl wird mit zunehmender Feldgröße und Wassertiefe größer. Der Ausgleichfilter bewirkt bei gleicher Wassertiefe und gleicher Feldgröße ebenso eine Zunahme der Entfernung des Abstandes vom Zentralstrahl bei dem Übergang in den Störstrahlenanteil geschieht, gegenüber den gleichen Gegebenheiten ohne Filter. Der Übergang in den Störstrahlenbereich muß jedoch im Zusammenhang mit der therapeutischen Feldgröße und besonders mit dem Halbschattenbereich gesehen werden: und da die Halbschattenbreite für den Filter geringer ist, ist diese größere Entfernung vom Zentralstrahl beim Übergang in den Störstrahlenbereich nicht als Nachteil des Ausgleichfilters anzusehen.

4.2 Vergleich der Isodosen mit und ohne Ausgleichfilter

Die Isodosenverteilungen gemessen mit Filter zeigen mit zunehmender Wassertiefe die Abnahme der Dosisüberhöhung gegenüber dem Zentralstrahl. So ist diese Dosisüberhöhung bei der Feldgröße von 6 x 6 cm noch bis zur 80 %-Isodose deutlich zu sehen (Abb. 16). Bei den Feldgrößen 10 x 10 cm (Abb. 17) und 16 x 16 cm (Abb. 18) ist die Dosisüberhöhung bis zur 60 %-Isodose sichtbar. Daraus kann abgeleitet werden, daß mit zunehmender Feldgröße die Auswirkungen des Ausgleichfilters deutlicher werden.

Weiterhin wandert das Dosismaximum der gemessenen Isodosenverteilungen mit Filter und zunehmender Wassertiefe zum Zentralstrahl hin: Bei der Feldgröße von 6 x 6 cm ist es bei der 100 %- bis zur 70 %-Isodose 1,8 cm vom Zentralstrahl entfernt, bei den folgenden Isodosen sind es nur

noch 1,3 cm Abstand vom Zentralstrahl. Bei der Feldgröße 10 x 10 cm ist der Abstand bei 100 %-Isodose 3,5 cm und verringert sich bis zur 60 %-Isodose auf 3,4 cm. Bei der Feldgröße 16 x 16 cm ist dieser Effekt noch deutlicher. So nimmt der Abstand vom Zentralstrahl von der 100 %-Isodose von 6,4 cm auf 5,6 cm bei der 60 %-Isodose ab (Tab. 4). Auch hier zeigt die größere Feldgröße den deutlicheren Effekt des Filters, der jedoch mit zunehmender Wassertiefe geringer wird.

Ein weiteres Ergebnis ist, daß die entsprechenden Isodosen mit Filter alle in einer größeren Wassertiefe gemessen werden als ohne Filter. Dadurch kann am gewünschten Bestrahlungsort eine größere Dosisleistung im Vergleich zur Oberfläche erreicht werden als ohne Filter. Allerdings ist dieser Unterschied gering, so daß dieser Vorteil nicht von Relevanz sein dürfte.

4.3 Vergleich der Dosisquerverteilungen mit und ohne Ausgleichfilter

Die Dosisquerverteilungen zeigen die größten Unterschiede in den Isodosen größerer Dosisleistung. So zeigen die 95 %-Isodosen ohne Filter bei den Feldgrößen 10 x 10 und 16 x 16 cm einen anderen Kurvenverlauf als die mit Filter. Außerdem ist der Abstand bei der Querverteilung der Feldgröße 10 x 10 cm ohne Filter zwischen der 95 % und der 10 %-Isodose 3,4 cm, während er mit Ausgleichfilter zwischen 100 %-Isodose und der 10 %-Isodose 2,8 cm beträgt. Bei der Feldgröße 16 x 16 cm sind die Werte 4 cm für die Querverteilung mit Filter und 6,2 cm für die Verteilung ohne Filter. Aus diesen Daten läßt sich nochmals der Einfluß des Ausgleichfilters auf die geringere Halbschattenbreite nachweisen, wenngleich bei dieser Wassertiefe noch eine geringe Dosisüberhöhung bedingt durch den Filter vorhanden ist. Bei den Dosisquerverteilungen von 6 x 6 cm zeigen die Isodosen mit und ohne Filter keine unterschiedliche geometrische Form, so daß sich der Einfluß

des Filters hier erst ab einer bestimmten Feldgröße (10 x 10 cm) bemerkbar macht.

4.4 Vergleich der Tiefendosiskurven mit und ohne Ausgleichfilter im Zentralstrahl

Bei der Feldgröße 6 x 6 cm sind die Unterschiede beider Tiefendosiskurven innerhalb der Meßgenauigkeit gering: in kleinen Wassertiefen (bis 4 cm) ist kein Unterschied meßbar (Aron, Scapicchio 1966), in den größeren Wassertiefen schwankt die Differenz der prozentualen Tiefendosis zwischen 0,2 - 2,8 % (Tab. 5) (Patomaki 1973, Patomaki, Kiuru 1974). Bei den Feldgrößen 10 x 10 cm und 16 x 16 cm ist ebenfalls in kleinen Wassertiefen (bis 2 cm) kein Unterschied zwischen den Tiefendosiskurven mit und ohne Filter festzustellen, jedoch ist bei größeren Wassertiefen ein prozentualer Unterschied zwischen den Tiefendosiskurven gegeben (Tab. 6 u. 7).

Bei den Tiefendosiskurven zeigt sich der Einfluß des Ausgleichfilters mit zunehmender Feldgröße und zunehmender Wassertiefe immer deutlicher (Pfalzner 1961), wobei sich eine günstigere prozentuale Dosisverteilung für den Filter ergibt (Sewchand, Khani, Williamson 1978). Hierbei muß auch auf die Abschwächung der Dosisleistung durch den Ausgleichfilter hingewiesen werden, die in 0,5 cm Wassertiefe 25 % beträgt (Abb. 25 u. Punkt 2.2.1) und somit eine entsprechend längere Bestrahlungszeit für die einzustrahlende Herddosis bedeutet.

4.5 Vergleich der Isodosenverteilung im Phamtom mit und ohne Ausgleichfilter bei 3-Felderbestrahlung

Hierbei tritt das Dosismaximum auf der 180°-Achse bei den Messungen mit Filter in 5 cm Abstand vom Phantommittelpunkt auf, bei den Messungen ohne Filter sind es 3,5 cm vom Mittelpunkt. Ein Vergleich der einzelnen Flächen, die die Isodosen umschließen, zeigt, daß die Flächen mit Filter bis

zur 60 %-Isodose größer sind. So ist die Fläche, die die 100 %-Isodose ohne Filter umschließt, 31 cm² groß, diejenige Fläche mit Filter ist 43 cm² groß. Die Fläche zwischen den 90 % und 100 %-Isodosen sind mit Filter 40 cm² groß und ohne Filter 35 cm². Bei den Flächen zwischen den 80 % und 90 %-Isodosen sind es ohne Filter 27 cm² und mit Filter 30 cm². Die Flächen zwischen der 70 % und 80 %-Isodose sind mit 61 cm² ohne Filter und 62 cm² mit Filter nahezu gleich, während die Flächen, die zwischen den 60 % und 70 %-Isodosen liegen, 96 cm² mit Filter bzw. 75 cm² ohne Filter betragen. Die Fläche zwischen den 50 % und 60 %-Isodosen ist ohne Filter mit 2 x 12 cm² größer als die ohne Filter mit 2 x 8 cm². Zusammenfassend läßt sich sagen, daß bei den Flächen, die die 100 %-Isodosen umschließen, der Unterschied am größten ist. Bis zu den Flächen zwischen den 80 % und 70 %-Isodosen wird der Unterschied geringer und bei den Flächen zwischen der 50 % und 60 %-Isodose wird die Fläche ohne Filter größer als diejenige mit Filter.

4.6 Vergleich der Isodosenverteilung im Phantom mit und ohne Ausgleichfilter bei Pendelbestrahlung

Das Dosismaximum gemessen im Phantom ohne Filter tritt in 4 cm Entfernung vom Mittelpunkt auf, bzw. in 8 cm Entfernung von der Oberfläche auf der 0°-Achse. Bei den Messungen mit Filter befindet es sich in 9 cm Entfernung von der Phantomoberfläche, d.h. in 3 cm Entfernung vom Phantommittelpunkt ebenfalls auf der 0°-Achse (Takahshi, Kitabatake, Morita et al. 1961; Larsen, Svensson, Bjärngard 1975). Die einzelnen Flächen, die die Isodosen umfassen (Tab. 8) zeigen, daß die 100 %-Isodose zusammen mit der 110 %-Isodose mit Filter eine Fläche von 62 cm² einschließt, die 100 % und 110 %-Isodosen ohne Filter ergeben zusammen eine kleinere Fläche (Rawlinson, Cunningham 1972) von 48 cm². Die Fläche zwischen den 90 % und 100 %-Isodosen ist bei den Messungen ohne Filter mit 29 cm² größer als mit Filter

von 22 cm². Ebenso verhält es sich bei den folgenden Flächen zwischen den Isodosen bis zur Fläche zwischen den 60 % und 70 %-Isodosen. Dies bedeutet eine größere Übergangszone beim Phantom ohne Filter zwischen den therapeutischen Feldgrößen, die die 100 %-Isodose umschließt, und den folgenden isodosenumschließenden Flächen bis zur 60 %-Isodose. Somit ergibt sich mit Ausgleichfilter bei der Pendelung ein Vorteil. Bei den Flächen zwischen den 50 % und 60 %-Isodosen ist dieser Vorteil nicht mehr gegeben.

5. Zusammenfassung

Es lassen sich folgende Auswirkungen des Ausgleichfilters auf die gemessenen Feldgrößen und Fokus-Referenz-Abstände feststellen:

Bei einer geringen Wassertiefe tritt eine Dosisüberhöhung in einem bestimmten Abstand vom Zentralstrahl auf. Diese Dosisüberhöhung ist mit zunehmender Feldgröße weiter vom Zentralstrahl entfernt.

Das Ausmaß der Dosisüberhöhung ist gegenüber dem Zentralstrahl abhängig von der Feldgröße; je größer die Feldgröße desto größer die Dosisüberhöhung. Mit zunehmender Wassertiefe wird die Dosisüberhöhung gegenüber dem Zentralstrahl kleiner, um bei einer bestimmten Wassertiefe nicht mehr aufzutreten.

Der Ausgleichfilter ist somit für größere Eindringtiefen geeignet, bei denen die Dosisüberhöhung und somit die Dosisinhomogenität nicht mehr vorhanden ist. Dies ist bei Herdtiefen von mehr als 10 cm Tiefe gegeben.

Die therapeutische Herdfeldgröße ist beim Ausgleichfilter größer als bei der Feldgröße ohne Filter. Mit zunehmender Feldgröße nimmt die therapeutische Feldgröße in einem stärkeren Maße zu als ohne Filter.

Dies trifft besonders bei einer Feldgröße von mehr als 10 cm zu. Vergleicht man die therapeutischen Bereiche bei den Querverteilungen, so wird dies durch die bessere Umschließung der Kanten durch die Isodosen der therapeutischen Feldgröße bei den Querverteilungen besonders deutlich.

Ebenfalls sind die therapeutisch-relevanten Flächen bei der Pendelbestrahlung und bei der 3-Felderbestrahlung mit Ausgleichfilter größer als bei den gleichen Bedingungen ohne Filter.

Abschließend läßt sich feststellen, daß sich besonders für die beiden größeren gemessenen Feldgrößen Vorteile des Ausgleichfilters bezüglich der Homogenität der Dosisver-

teilung bei größeren Eindringtiefen (ab 10 cm) innerhalb eines Körpers, sowie des Halbschatten ergeben (Promios 1963; Khan, Moore, Burns 1970). Somit erscheint die Anwendung von Ausgleichfiltern dann vorteilhaft, wenn wenigstens eine Felddimensionierung im Referenzabstand eine bestimmte Länge (in diesem Fall 10 cm) überschreitet (Watkins 1975). Wegen der Dosisinhomogenität innerhalb des therapeutischen Bereichs müssen die Ausgleichfilter der Feldgröße und der Herdtiefe angepaßt werden. Je größer die Felddimensionierung, desto höher und breiter muß der Ausgleichfilter sein, um eine gewünschte Dosishomogenität zu erreichen (Tatcher 1970; Mansfield, Suntharalingam, Chow 1974). Diese Dosishomogenität muß allerdings mit einer verlängerten Bestrahlungszeit (hier um ein Viertel) erkauft werden.

Literaturverzeichnis

Aron, B.S., Scapicchio, M.:
Design of a universal wedge filter system for a cobalt cobalt 60 unit.
Am.J.Roentgenol 96, 70 - 74 (1966)

Attix, F.H., Roesch, Tochilin, E.:
Radiation Dosimetrie Bd. I und II.
Academic Press, New York, USA 1968

Attix, F.H., Lopez, F., Owolabi, S., Paliwal, B.R.:
Electron contamination in Co-60 gamma-ray beams.
Med.Phys. 10, 301 - 306 (1983)

Birkner, R., Pohle, D., Pappe, D.:
Zur Dosimetrie für die Telekobalttherapie.
Strahlentherapie 126, 1 - 13 (1965)

Bjärngard, B.E., Piontek, R.W., Svensson, G.K.:
Elektron scattering and collimation system for a 12-MeV linear accelerator.
Med-Phys. 3, 153 - 158 (1976)

Chu, J.C.H., Galvin, J.M., Lockett, P., Bloch, P.:
Use of a tungsten filter to improve beam uniformity.
Med.Phys. 8, 520 - 522 (1981)

Debois, J.M.P.:
Isodoses for the variable wedge filter of the Siemens-"Gammatron 2".
Strahlentherapie 133, 208 - 212 (1967)

DIN 6800, Teil 5:
Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik, Thermolumineszenz-Dosimetrie.

DIN 6814, Teil 2:
Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik, Strahlenphysik

DIN 6814, Teil 8:
Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik, Radiotherapy. Z.Zt. noch im Entwurf

Dixon, R.L., Ekstrand, K.E., Huff, W.J.:
Beam characteristics of the varian 6 MV Clinac-6X accelerator.
Int.J.Radiot.Oncol.Biol.Phys. 2, 585 - 590 (1977)

Dixon, R.L., Ekstrand, K.E., Ferree, C.:
Compensating filter design using megavoltage radiography.
Int.J.Radiot.Oncol.Biol.Phys. 5, 281 - 287 (1979)

Ellis, F., Hall, E.J. and Oliver, R.:
A compensator for variations in tissue thickness for high energy beam.
Brit.J.Radiol. 37, 361 (1959)

Fehrentz, D., Kuttig, H.:
Vergleich der Dosisverteilung bei ultraharten Röntgenstrahlen bis 42 MeV und Kobalt-60 Gammastrahlen.
Strahlentherapie 139, 143 - 158 (1970)

Hansen, H.H., Connor, W.G., Doppke, K., Gonne, M.M.L.:
A new field flattening filter for the Cinac-4
Radiology 103, 443 - 446 (1972)

Hendes, W.R., Garciga, C.E.:
Tissue compensating filters for cobalt-60 teletherapy.
AmJ.Roentgenol.Radium Ther.Nucl.Med. 99, 939 - 943 (1967)

Hochhäuser, E., Balk, O.A.:
Herabsetzung der Lungendosis bei Ko-60 Ganzkörperbestrahlung.
Strahlentherapie 156, 646 - 650 (1980)

Jones, D.E.A., Raine, H.C.:
zitiert nach DIN 6809, Teil 1.
Brit.J.Rad. 22, 249 (1949)

ICRU Report 23:
International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurements of a absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays. 7910 Woodmont Avenue Washington, USA, 1973

ICRU Report 24:
International Commission on radiation units and measurements Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beam of X or gamma rays in radiotherapy produres. 7910 Woodmont Avenue, Washington, USA, 1976

Johns, H.E., Cunningham, J.R.:
The Physics of Radiology, third Edition. Charles C. Thomas Publisher
Springfield, Illinois, USA 1969

Kham, F.M., Moore, V.L., Burns, D.J.:
The construction of compensators for cobalt teletherapy.
Radiology 96, 187 - 192 (1970)

Keiner, P., Ritter, E.-P., Schumann, E.:
Modulation von Dosisverteilungen bei der Strahlentherapie bösartiger Tumoren durch Kreissegmentfilter aus Woodmaterial.
Radiobiol.Radiother. 5, 685 - 689 (1979)

Larsen, R.D., Svensson, G.K., Bjärngard, B.E.:
The use of wedge filter to improve dose distribution with the partial rotation technique.
Radiology 117, 441 - 445 (1975)

Larsen, R.D., Brown, L.H., Bjärngard, B.E.:
Calculations for beam-flattening filters for high-energy x-ray machines.
Med.Phys. 5, 215 - 220 (1978)

Lindskoug, B.A., Natter, G.:
Design of flattening filters based on intracavitary absorbed dose measurements in external radiation therapy.
Brit.J.Rad. 53 976 - 980

Mansfield, C.M., Suntharalingam, N., Chow, M.:
Experimental verification of a method for varying the effective angle of wedge filters.
Am.J.Roentgenol. 120, 699 - 702 (1974)

Meredith, W.J., Massey, J.B.:
Fundamental physics of radiology second edition.
John Wright & Sons Ltd., Bristol, G.B. 1972

Otte, V.A., Smathers, J.B., Wright, R.E., Smith, A.R., Almond, P.R.:
Design of flattening filters for the fast-neutron beam at TAMVEC by use of decrement lines.
Med.Phys. 3, 250 - 252 (1976)

Patomäki, L.K.:
Percentage depth dose values in wedge fields of Co-60 beams.
University of Kuopio, Department of Physics (Proceedings of XIII International Congress of Radiology, Madrid) Oct. 1973

Patomäki, L.K., Kiwu, A.:
Depth dose distribution in wedge fields of Co-60 beams.
Strahlentherapie 147, 611 - 618 (19747

Pfalzner, P.M.:
The variation of axial depth dose with focal distance with field area and with depth.
Brit.J.Radiol. 34, 236 - 240 (1961)

Promios, B.S.:
New accessories for precise teletherapy with cobalt-60 units.
Radiology 81, 307 - 315 (1963)

Rawlinson, J.A., Cunningham, J.R.:
An examination of synchronous shielding in ^{60}Co rotational therapy.
Radiology 102, 667 - 671 (1972)

Sewchanol, W., Khaw, F.M., Williamson, J.:
Various in depth-dose data between open and wedge fields for 4-MV x-rays.
Radiology 127, 789 - 792 (1978)

Sonntag, A.:
Untersuchungen über den Einfluß von Keilfiltern und Oberflächenneigungen auf den Verlauf von Stehfeldisodosen in der Kobalt 60 Therapie.
Strahlentherapie 137, 142 - 151 (1969)

Takahashi, S., Kitabatake, T., Morita, K. et al.:
Methods for improved adjustment of dosage distribution to deep-seated deseased foci in moving field radiation.
Strahlentherapie 115, 478 - 488 (1961)

Tatcher, M.:
A method for varying effective angle of wedge filters.
Radiology 97, 137 (1970)

Tsuda, M., Ohizumi, Y., Mori, T.:
LiF and CaF_2: Dy thermoluminiescent dosimeters.
Strahlentherapie 156, 708 - 713 (1980)

Watkins, D.M.B.:
A proposed method for making reduced wax compensators for use with high-energy radiation beams.
Brit.J.Radiol. 48, 760 - 762 (1975)

Weishaar, J., Vogelsang, B., Reuß, A.:
Spezialtubus zu einem Telekobaltgerät und Untersuchungen der Dosisverteilung bei Anwendung verschiedenartiger Satellitenblenden.
Strahlentherapie 132, 504 - 515 (1967)

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Ernst, in dessen Abteilung die vorliegende Arbeit durchgeführt wurde, sowie Herrn Dipl.-Ing. A. Scheffler, der mir hilfreich zur Seite stand und ohne dessen Hilfe die vorliegende Arbeit so hätte nicht durchgeführt werden können.

Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützt.

Lebenslauf

Ich, Johannes Pfersdorff, wurde als Sohn des Kaufmanns Heinz Pfersdorff und seiner Ehefrau Hedwig geb. Geiger am 14. Dezember 1949 in Zweibrücken geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die Grundschule, wechselte anschließend auf das Staatliche Helmholtz-Gymnasium über, an dem ich 1970 das Abitur ablegte.

Im Wintersemester 1970/71 wurde ich in den Fachbereich Biologie der Freien Universität Berlin immatrikuliert und erhielt die Approbation am 13. November 1981.

Vom 1.1.1982 bis 31.7.1982 war ich Assistenzarzt in der Radiologie des Krankenhauses Berlin-Moabit und beendete den Praktischen Teil der medizinischen Promotion vom 1.8.1982 bis 31.11.1982.

Seit dem 1.12.1982 bin ich Wissenschaftlicher Angestellter in der Strahlentherapeutischen Klinik der Universität zu Köln.